

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

**Modul měření pletysmografie pro prezentační
účely**

**Plethysmography Measurement Module for
Presentation Purposes**

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Jan Piechaczek**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Modul měření pletysmografie pro prezentační účely**
Plethysmography Measurement Module for Presentation Purposes
Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

1. Analýza metod a HW možností měření PPG a oxymetrie.
2. Návrh a realizace modulu pro měření PPG s použitím základních součástek včetně návrhu a realizace elektrod ve vztahu k použití modulu.
3. Realizace softwaru pro ovládání modulu, vizualizaci a vyhodnocení měřených dat ve vybraném softwarovém prostředí.
4. Ověření funkčnosti realizovaného modulu včetně softwarové části.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3109-1.
- [3] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1605-0.
- [4] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie: laboratorní úlohy*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1606-7.
- [5] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.
- [6] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická, č. spisu 494, roč. 111. ISBN 80-200-1308-3.
- [7] BUERK, Donald G. *Biosensors: theory and applications*. Lancaster: Technomic, c1993. ISBN 0-87762-975-7.
- [8] RITTER, Arthur B, Stanley S. REISMAN a Bozena B. MICHNIAK. *Biomedical engineering principles*. Boca Raton: CRC/Taylor & Francis, 2005. ISBN 0-8247-9616-0.
- [9] ENDERLE, John Denis, Susan M. BLANCHARD a Joseph D. BRONZINO. *Introduction to biomedical engineering*. 2nd ed. Burlington: Elsevier/Academic Press, c2005. Academic Press series in biomedical engineering. ISBN 0-12-238662-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2019

Datum odevzdání: 30.04.2020



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne: 15. května 2020


.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych zde poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D., za pomoc při návrhu a realizaci celé práce. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Schmidtovi za rady v oblasti hardwaru, docentu Martinovi Černému za pomoc se SW, a nakonec své rodině za podporu v průběhu celého studia.

Abstrakt

Tato bakalářská práce má za cíl navrhnout a sestavit pletysmografický senzor vhodný pro měření do prosklené vitríny. Sestrojen byl reflexní fotopletysmografický senzor s využitím zelené LED diody a fotodiody. V analogové části je z prstu snímán optickou sondou pletysmografický signál, který je následně analogově upraven a zpracován. Jedná se o jeho filtraci a zesílení. V digitální části je zařízením Arduino Nano analogový signál převeden do digitální podoby a posílán na sériový port. K zobrazení signálu a ukládání naměřených dat slouží SW LabVIEW. Pomocí dotykového senzoru je spouštěno napájení optické sondy a posílání dat na sériovou linku. Zařízení bylo testováno na pěti osobách různého pohlaví a věku. Samotný senzor je umístěn v krabici s USB výstupem pro připojení k počítači. Na vrchní straně krabičky je umístěno sklo, přes které je měřen signál a dotykový senzor, kterým se měření spouští.

Klíčová slova

Reflexní pletysmografie, zelená LED, měření přes sklo, Arduino, LabVIEW

Abstract

This bachelor thesis aims to design and build a plethysmographic sensor suitable for measuring in a glass display case. A reflective photoplethysmographic sensor was created using a green LED and a photodiode. In the analog part, a plethysmographic signal is read from the finger by an optical probe, which is then processed and adjusted analogously. It is about its filtration and amplification. In the digital part, is analog signal digitized by device Arduino Nano and sent to the serial port. LabVIEW is used to display the signal and save the measured data. The touch sensor is used to start powering the optical probe and sending data to the serial port. The device was tested on five people of different sexes and ages. The plethysmographic sensor itself is housed in a box with a USB output for connection to a computer. On the upper side of the box there is a glass, through which the signal is measured and touch sensor, which triggers the measurement.

Key words

Reflective plethysmography, green LED, measurement through glass, Arduino, LabVIEW

Obsah

Poděkování.....	5
Abstrakt.....	6
Klíčová slova.....	6
Abstract	6
Key words	6
Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam ilustrací	10
Seznam tabulek	12
Úvod.....	13
1. Teoretická část.....	14
1.1 Pletysmografie.....	14
1.1.1 Pulsová vlna	14
1.1.2 Centrální a periferní pulsová vlna	14
1.2 Pletysmograf	16
1.2.1 Pneumatický pletysmograf.....	16
1.2.2 Kapacitní pletysmograf	16
1.2.3 Impedanční pletysmograf.....	17
1.2.4 Fotoelektrický pletysmograf	18
2. Rešerše dostupných metod řešení	19
2.1 Formální náležitosti rešerše.....	19
2.1.1 Úvod a východiska rešerše.....	19
2.1.2 Příprava rešerše	19
2.1.3 Přehledová část.....	20
2.1.4 Flow diagram rešerše	22
2.2 Vlastní rešerše	23
2.3 Závěr rešerše	35
2.3.1 Výsledky dalšího hledání v databázi Web of Science.....	35
2.4 Další relevantní zdroje k dané problematice	36
2.5 Vlastní závěry a úvahy	37
3. Vlastní zpracování bakalářské práce	38
3.1 Návrh řešení	39

3.2	Analogová část	40
3.2.1	Optická sonda	40
3.2.2	Filtrace	42
3.2.3	Zesílení	46
3.2.4	Virtuální zem	47
3.2.5	Spínání optické sondy	48
3.2.6	Hotový pletysmografický senzor	50
3.3	Digitální část	51
3.3.1	Arduino	51
3.3.2	LabVIEW	52
3.4	Testování	56
3.4.1	Zkušební optická sonda	56
3.4.2	Finální optická sonda	64
	Závěr	71
	Seznam literatury	72
	Seznam příloh	76

Seznam použitých symbolů a zkratek

Zkratka	Význam	Překlad významu
iPPG	Imaging Photoplethysmography	Zobrazovací fotopletysmografie
LED	Light-Emitting Diode	Elektroluminiscenční dioda
NIR	Near Infrared Enhanced	V blízkosti infračerveného záření
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor	Komplementární polovodič oxidu kovu
PPG	Photoplethysmography	Fotopletysmografie
SNR	Signal–to–noise ratio	Poměr signál–šum
BPM	Beats per minute	Údery za minutu
IR	Infrared radiation	Infračervené záření
MATLAB	Matrix laboratory	Maticová laboratoř
PCB	Printed Circuit Board	Deska plošných spojů
DP	–	Dolní propust
HP	–	Horní propust
USB	Universal Serial Bus	Univerzální sériová sběrnice
SMD	Surface Mount Device	Součástka pro povrchovou montáž
OZ	–	Operační zesilovač
IDE	Integrated Development Environment	Integrované vývojové prostředí
VGND	Virtual ground	Virtuální zem
HW	Hardware	Technické vybavení počítače
SW	Software	Programové vybavení počítače
BP	–	Bakalářská práce
bps	bits per second	Bity za sekundu
EKG	–	Elektrokardiografie
EMG	Electromyography	Elektromyografie
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench	–

Seznam ilustrací

Obrázek 1: Centrální (vlevo) a periferní (vpravo) pulsová vlna [1].....	15
Obrázek 2: PPG křivky pro různé pružnosti cév [Jan Piechaczek].....	15
Obrázek 3: Princip pneumatického pletysmografu [1].....	16
Obrázek 4: Kapacitní snímání pletysmografie [1]	17
Obrázek 5: Rovinný kapacitní pletysmograf [1].....	17
Obrázek 6: Princip impedančního pletysmografu [3]	17
Obrázek 7: Reflexní (vlevo) a transmisní (vpravo) uspořádání fotoelektrického pletysmografu [1]....	18
Obrázek 8: Flow diagram znázorňující postup zpracování rešerše	22
Obrázek 9: Schéma měření iPPG	24
Obrázek 10: Porovnání snímaných signálů bez kontaktu se sklem (zelená LED a) a NIR LED d)) a signálů snímaných při kontaktu se sklem (zelená LED b) a NIR LED e))	24
Obrázek 11: Porovnání vlivu kontaktu se sklem na amplitudu PPG signálu zelené a NIR LED diody	24
Obrázek 12: Průběh pulzní křivky pro červenou, modrou a zelenou barvu při pohybu.....	26
Obrázek 13: Poměr signál-šum u červené, zelené a modré LED diody	26
Obrázek 14: Blokové schéma měřicího obvodu.....	28
Obrázek 15: PPG křivka zelené a infračervené LED při teplotě vzduchu 25 °C	28
Obrázek 16: PPG křivka zelené a infračervené LED při teplotě vzduchu menší než 15 °C	28
Obrázek 17: PPG signál pro zelenou a infračervenou LED při pokojové teplotě pokožky 25 °C znázorněný přerušovanou čarou a signál při teplotě pokožky pod 15 °C znázorněný plnou čarou	28
Obrázek 18: Experimentální zapojení měřicího řetězce.....	30
Obrázek 19: Srovnání pletysmografických křivek pro všechny pixely (vlevo) a pro vybrané pixely (vpravo).....	30
Obrázek 20: Měřicí řetězec	32
Obrázek 21: ECG a PPG signál bez kontaktu (obrázky (a), (b)) a při kontaktu se sklem (obrázky (c) a (d)).....	32
Obrázek 22: Porovnání pulzních křivek získaných pomocí zelené a infračervené LED při různých teplotách vzduchu.....	34
Obrázek 23: Pohybové artefakty při snímání na paži v horizontální poloze.....	34
Obrázek 24: Blokové schéma vitríny	38
Obrázek 25: Blokové schéma vypracování bakalářské práce	38
Obrázek 26: Blokové schéma PPG senzoru	39
Obrázek 27: Zkušební optická sonda – schéma	41
Obrázek 28: Zkušební sondy.....	41
Obrázek 29: PPG signál s filtrem DP s frekvencí 17,5 Hz.....	42
Obrázek 30: PPG signál s filtrem DP s frekvencí 6 Hz.....	43
Obrázek 31: Dolní propust – schéma	43
Obrázek 32: Kmitočtové charakteristiky filtru DP.....	44
Obrázek 33: Horní propust – schéma.....	45
Obrázek 34: Kmitočtové charakteristiky filtru HP.....	45
Obrázek 35: PPG signál se zelenou LED bez zesílení	46
Obrázek 36: Zesílení – schéma	46
Obrázek 37: Neúplná pletysmografická křivka.....	47

Obrázek 38: Virtuální zem – schéma	47
Obrázek 39: Úplná pletysmografická křivka.....	48
Obrázek 40: Zapojení pro spínání optické sondy – schéma.....	49
Obrázek 41: Hotový pletysmografický senzor.....	50
Obrázek 42: Blokové schéma A/D převodu.....	52
Obrázek 43: Blokové schéma popisující proces zobrazení signálu v programu PPG.vi.....	53
Obrázek 44: <i>Front Panel programu PPG.vi</i>	53
Obrázek 45: Nastavení sériové komunikace	54
Obrázek 46: Část block diagramu, kde dochází k vymazání hodnot ze sériové linky	55
Obrázek 47: Část block diagramu, kde jsou data ze sériové linky odesílána jako string	55
Obrázek 48: Pletysmografický signál ze sondy se zelenou LED diodou	56
Obrázek 49: Pletysmografický signál ze sondy s červenou LED diodou	57
Obrázek 50: Pletysmografický signál ze sondy s IR LED diodou	57
Obrázek 51: Rozsvícené LED diody na optických sondách	58
Obrázek 52: Měření pletysmografického signálu na zkušební sondě	58
Obrázek 53: Pletysmografický signál pro odpor 150 k Ω	59
Obrázek 54: Pletysmografický signál s odporem 100 k Ω	60
Obrázek 55: Pletysmografický signál měřený přes sklo bez uchycení	60
Obrázek 56: Měření pletysmografického signálu se sondou přilepenou ke sklu	61
Obrázek 57: Pletysmografický signál měřený přes sklo se sondou přilepenou zespoda ke sklu	61
Obrázek 58: Měření pletysmografického signálu s pryžovým náprstkem	62
Obrázek 59: Pletysmografický signál měřený přes sklo s pryžovým náprstkem a zesílením 750	62
Obrázek 60: Optická sonda zakrytá černou lepicí páskou.....	63
Obrázek 61: Pletysmografický signál měřený přes sklo s oblepenou sondou zvrchu a se zesílením 100	63
Obrázek 62: Pletysmografický signál měřený přes sklo s oblepenou sondou zvrchu a se zesílením 300	64
Obrázek 63: Hotový pletysmografický senzor připojený k notebooku.....	64
Obrázek 64: Ovládací prvky	65
Obrázek 65: Signál z pravého ukazováčku 23 let staré osoby	66
Obrázek 66: Signál z levého ukazováčku 89 let staré osoby.....	66
Obrázek 67: Signál z pravého ukazováčku osoby, která prodělala zánět cév a plicní embolii	66
Obrázek 68: Levý palec.....	67
Obrázek 69: Pravý palec	67
Obrázek 70: Nízký tlak na sklo	68
Obrázek 71: Vyšší tlak na sklo.....	68
Obrázek 72: Vysoký tlak na sklo	68
Obrázek 73: Pletysmografický signál z měření na umělém prstu testeru Fluke	69
Obrázek 74: Testování senzoru porovnáním s vývojovým kitem Phisiolab	69
Obrázek 75: Signál ze zkonstruovaného senzoru.....	70
Obrázek 76: Signál z vývojového kitu Phisiolab	70

Seznam tabulek

Tabulka 1: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno	20
Tabulka 2: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno, dle vybraných kritérií.	21
Tabulka 3: Srovnání parametrů LED diod	40
Tabulka 4: Parametry modulu Arduino Nano V3.0	51
Tabulka 5: Srovnání velikostí amplitud pletysmografického signálu v závislosti na hodnotě rezistoru za fotodiodou	59
Tabulka 6: Srovnání velikosti amplitudy pletysmografického signálu v závislosti na velikosti rezistoru R_4 určující hodnotu zesílení	63
Tabulka 7: Seznam součástek pro optickou sondu.....	IV
Tabulka 8: Seznam součástek pro analogové zpracování	IV

Úvod

Pletysmografie je lékařskou metodou sloužící k vyšetření prokrvení tkání a reaktivitě cév založená na snímání objemových změn v cévách. Tato neinvazivní metoda našla uplatnění v řadě lékařských odvětví jako jsou angiologie, chirurgie či sexuologie. Nejpoužívanějším typem pletysmografu je fotoelektrický snímač využívající fotocitlivý prvek ke snímání záření prošlého tkání.

Tato práce je součástí projektu tzv. vitríny. V rámci tohoto projektu má být umístěno několik senzorů snímající bioelektrické signály (pletysmografie, EKG, EMG a tlak) ve vitríně sloužící k prezentaci oboru Biomedicínský technik / inženýr. Pletysmografický senzor by měl být umístěn za sklem s možností připojení k řídicímu počítači vitríny skrze rozhraní USB. Kromě zhotovení funkčního pletysmografického senzoru, je cílem práce zjistit, zda a s jakou kvalitou lze měřit pletysmografický signál přes sklo.

Kvůli umístění senzoru za sklem byla zvolena reflexní fotoelektrická pletysmografie, při které je LED diodou prosvěcována tkáň a fotocitlivým prvkem, například fotodiodou, je snímáno množství odraženého světla.

Na základě rešerše bylo zjištěno, že nejvhodnější barvou LED diody je zelená. Oproti konvenčně používané červené a IR barvě světla je zelené světlo více absorbováno krví, což způsobuje lepší měřenou křivku. Zhotovenými zkušebními sondami s různými barvami LED diod byl tento předpoklad potvrzen.

Dále je vytvořeno analogové zpracování signálu, kde probíhá filtrace od nežádoucích frekvencí a zesílení signálu. Analogový signál je převeden do digitální podoby pomocí malého počítače Arduino Nano a naměřená pletysmografická křivka je zobrazována skrze vývojové prostředí LabVIEW.

1. Teoretická část

V následujících kapitolách je stručně popsáno, čím se pletysmografie zabývá, jak vzniká a jaký má význam pulzová vlna. Dále jsou popsány nejčastěji používané metody pro měření pletysmografické křivky.

1.1 Pletysmografie

Pletysmografie je lékařská metoda, která slouží k vyšetření prokrvení tkání a poskytuje informace o vlastnostech cév, jako je reaktivita a činnost během srdečního cyklu. Jedná se o metodu známou od první poloviny 20. století, pomocí které lze zaznamenat pulsové vlny pacienta a vyšetřit neinvazivně jeho periferní cévy. Své využití nachází napříč lékařskými obory, nejvíce pak v angiologii. [1], [2]

1.1.1 Pulsová vlna

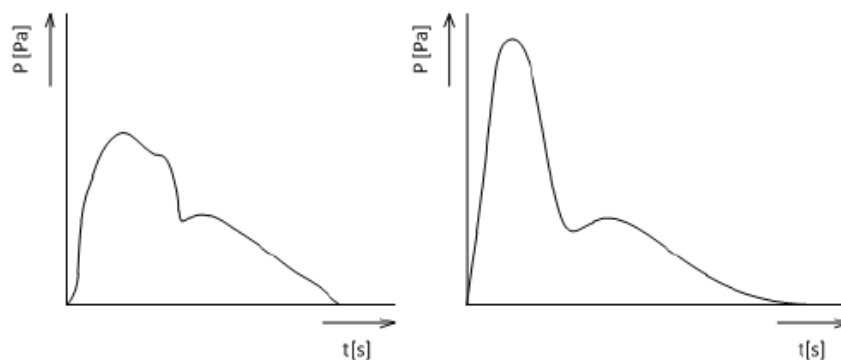
S každou systolou srdce je vypuzeno cca 100 ml krve do arteriálního řečiště. Tím zde vzniká nárůst tlaku, což způsobí napnutí arteriální stěny. Změnou tlaku vzniká tepová vlna, která je rychlejší než proud krve v arteriálním řečišti. Tepovou vlnu následuje vlna pulsová (objemová), která je dána tokem krve. Při šíření pulsové vlny dochází ke dvěma odrazům, a to k odrazu od hlavního kmene a na konci řečiště k odrazu od semilunárních chlopní. [1], [2]

1.1.2 Centrální a periferní pulsová vlna

Centrální pulsovou vlnu lze získat sledováním objemových změn v krkavici nebo zaznamenáváním změn tlaku přímo v arteriálním systému pomocí katétru. Periferní pulsová vlna se nejčastěji měří pomocí prstového fotopletysmografu. Pulsová vlna má charakteristický tvar pro centrální a periferní snímání, viz Obrázek 1. Jedná se o křivku ukazující změny objemu krve v cévách. Pro přímé měření změn tlaku v cévách je třeba použít krvavou cestu, a to zavedením katétru se senzorem tlaku. Objemová vlna měřená neinvazivně se zcela neshoduje s tlakovou vlnou. Odlišnost obou vln je malá a snímání pulsové vlny jako změn objemu krve je pro diagnostické účely dostatečně přesné. [1], [2]

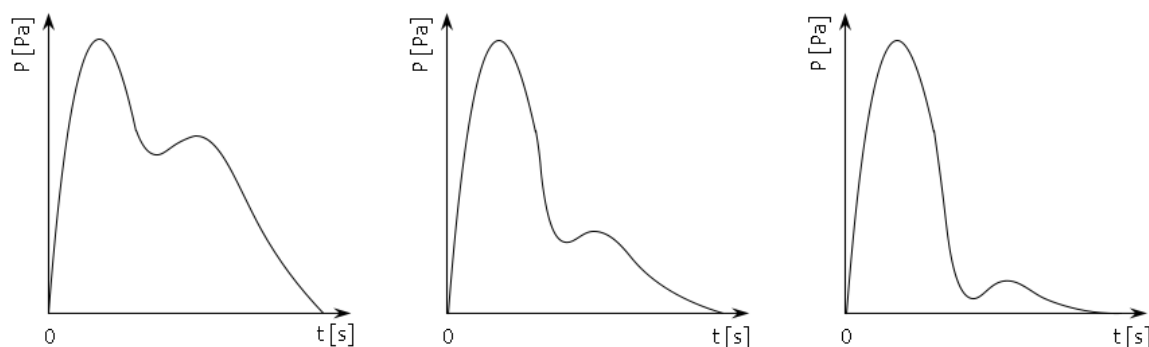
Pulsová vlna se skládá z:

- vzestupná část – je dána rychlým nárůstem tlaku v cévách způsobeným systolou srdce
- sestupná část – odpovídá poklesu tlaku v cévách
- dikrotický zářez – odpovídá odrazu krve od semilunárních chlopní
- dikrotická vlna – pomalu klesající vlna [1], [2]



Obrázek 1: Centrální (vlevo) a periferní (vpravo) pulsová vlna [1]

Dikrotická vlna má velký diagnostický význam. Podle jejího tvaru lze usuzovat na pružnost a vitalitu cévní stěny. Jestliže je dikrotická vlna vysoká, viz PPG křivka vlevo na Obrázek 2, není se cévní stěna schopna dostatečně roztáhnout, což způsobí silnější náraz do semilunárních chlopní. Takovéto zhoršení pružnosti cév lze pozorovat u obézních lidí nebo kuřáků. Pokud je dikrotická vlna nižší než v předchozím případě, viz PPG křivka uprostřed na Obrázek 2, očekávat na dobrou pružnost a poddajnost cév. Jestliže je dikrotická vlna na pletysmografické křivce velmi nízká viz křivka vpravo na Obrázek 2, je vyšetřovaný pacient pravděpodobně příliš uvolněný. Jeho cévní stěna pohlcuje téměř veškerou energii objemové vlny krve a odraz od semilunárních chlopní je slabý. Dalšími kritérii, které se na pletysmografické křivce hodnotí, je její pravidelnost, velikost amplitudy, délka trvání jedné vlny nebo její celkový tvar. [1], [2]



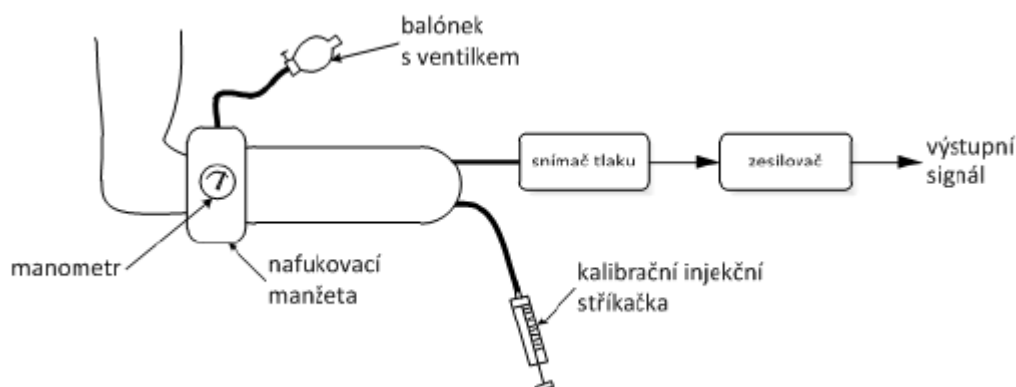
Obrázek 2: PPG křivky pro různé pružnosti cév [Jan Piechaczek]

1.2 Pletysmograf

Pletysmografy jsou přístroje, které slouží k zobrazení a zaznamenání pulsové vlny. Dělí se na mechanické, kapacitní, impedanční a fotoelektrické (vše neinvazivní) podle principu, na kterém fungují. [1], [2]

1.2.1 Pneumatický pletysmograf

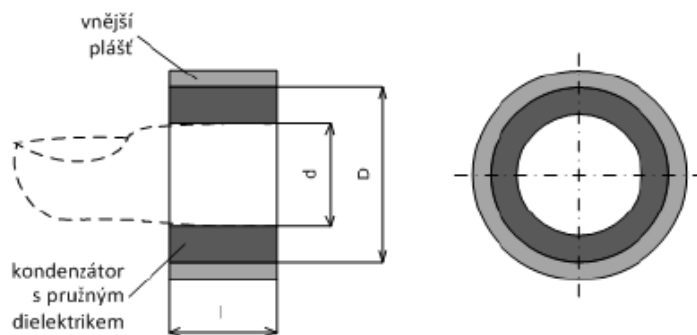
Tento typ pletysmografu patří mezi mechanické pletysmografy a skládá se ze dvou hlavních částí. První část je hermeticky uzavřená dutina naplněná vodou, do které je vložena pacientova končetina. Druhou částí je snímač tlaku připojený k dutině, ze kterého se změny tlaku převádí na elektrický signál. Nevýhodou je omezení měření pletysmografického signálu pouze na končetiny. Výhodou naopak snadná kalibrace pomocí injekční stříkačky připojené k dutině. [1], [2]



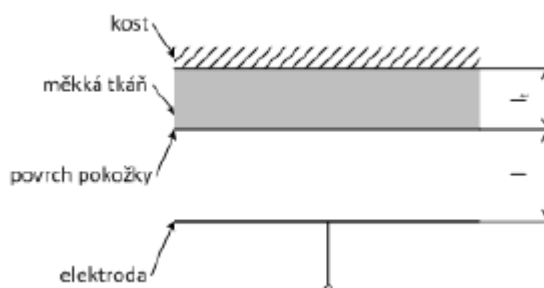
Obrázek 3: Princip pneumatického pletysmografu [1]

1.2.2 Kapacitní pletysmograf

Kapacitní pletysmografie umožňuje převést změny kapacity na změny objemu krve v cévách. Pletysmograf s pružným dielektrikem, viz Obrázek 4, funguje na principu stlačování pružného dielektrika vlivem roztahování a smršťování cév. Deformace dielektrika vede ke změnám kapacity, které odpovídají objemovým změnám v cévách. Použití tohoto typu pletysmografu je omezeno pouze na končetiny. Druhým typem kapacitního snímače je snímač využívající povrchu těla jako jedné z elektrod, viz Obrázek 5. Měří se kapacita mezi elektrodou a povrchem těla. „Objem tkáně nacházející se pod povrchem snímače nelze stanovit“ [1], proto je tento typ pletysmografu vhodný pouze pro měření relativních změn objemu. [1], [2]



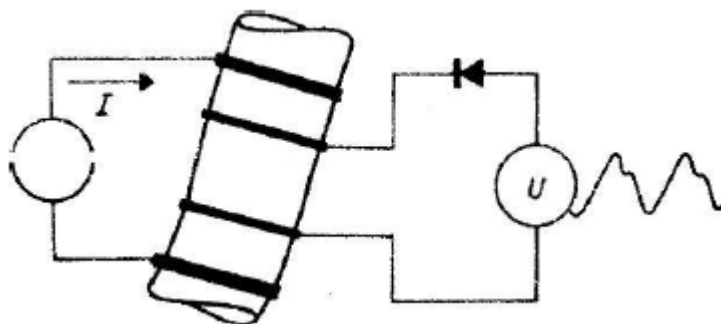
Obrázek 4: Kapacitní snímání pletysmografie [1]



Obrázek 5: Rovinný kapacitní pletysmograf [1]

1.2.3 Impedanční pletysmograf

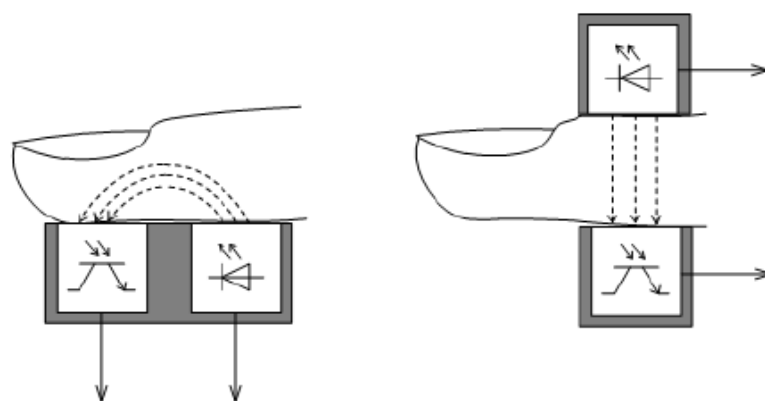
Je založený na měření změn elektrického odporu (impedance) pomocí elektrod. Do elektrod je pouštěn střídavý proud o frekvencích v rozsahu 30 kHz až 100 kHz a velikosti proudu 2 mA. Krev má oproti jiným tkáním, jako jsou svaly, kosti nebo kůže, výrazně nižší odpor, a tudíž změny objemu krve v cévách odpovídají malým změnám odporu. Měřit lze pomocí dvou nebo čtyř elektrod. U čtyřelektrodevého měření oproti dvouelektrodevému se neuplatňuje přechodový odpor kůže – elektroda. Přednostmi impedanční pletysmografie je možnost měření cév s pomalým průtokem krve a snímání malých objemových změn v cévách. [3]



Obrázek 6: Princip impedančního pletysmografu [3]

1.2.4 Fotoelektrický pletysmograf

Nejpoužívanějším typem pletysmografu je fotoelektrický snímač. Fotoelektrický pletysmograf může pracovat se snímačem průsvitovým (transmisním) nebo reflexním, což je znázorněno na Obrázek 7. V obou případech je prosvěcována tkáň s cévním řečištěm monochromatickým zdrojem světla a fotocitlivým prvkem je zaznamenáváno světlo, které tkání prošlo. Jako zdroj světla se používají LED diody. Vhodnou vlnovou délkou pro snímání disponují IR ($\lambda = 940 \text{ nm}$), červené ($\lambda = 620 \text{ nm}$) a dnes stále více populární zelené LED diody ($\lambda = 525 \text{ nm}$). Zelená barva díky své vlnové délce není citlivá na změny saturace krve kyslíkem. Ke snímání se používají fotocitlivé prvky jako jsou fototranzistory a fotodiody. Nevýhodou tohoto způsobu snímání je vznik artefaktů vlivem pohybu a možnost snímání pouze na končetinách. [1], [2]



Obrázek 7: Reflexní (vlevo) a transmisní (vpravo) uspořádání fotoelektrického pletysmografu [1]

Transmisní pletysmografie

U transmisní pletysmografie je tkáň prosvěcována světelným zdrojem o konstantní intenzitě záření. Na druhé straně naproti zdroji záření je umístěn detektor (fotodioda nebo fototranzistor), který detekuje dopadající záření. Množství světla dopadajícího na fotodetektor se mění podle toho, jak probíhají pulsace v cévách. Více světla je absorbováno při systole srdce, kdy je v cévách více krve a na fotodetektor tedy dopadá méně světla. Naopak při diastole je krve v cévě méně a na detektor dopadá světla více. Tyto změny interpretujeme pulsní křivkou, kdy vzestupná část vlny odpovídá systole a sestupné raménko diastole srdeční. [1], [2]

Reflexní pletysmografie

Při reflexní pletysmografii světlo neprochází skrz tkáň, ale prostupuje pouze do cca 0,5 cm a odráží se zpět na fotodetektor. Výhodou oproti transmisnímu snímání je možnost upevnit snímač prakticky kamkoli na povrch těla. Stejně jako u transmisní pletysmografie je reflexní snímání náchylné na pohybové artefakty. [1], [2]

2. Rešerše dostupných metod řešení

Vzhledem ke stanoveným cílům bakalářské práce, bylo třeba provést rešerši HW metod měření PPG a oxymetrie. Nejdříve byla definována klíčová slova a otázky, na základě, kterých byly vybrány odborné články. Na základě nalezených metod řešení byl stanoven závěr, ze kterého vychází další postup v bakalářské práci.

2.1 Formální náležitosti rešerše

Mezi cíle formální části rešerše patří uvedení do zkoumané problematiky, rozvržení jejích cílů a příprava na samotnou rešerši.

2.1.1 Úvod a východiska rešerše

Cílem rešerše bylo zjistit, jakým způsobem průchod světla LED diody skrze sklo ovlivňuje měřený pletysmografický signál při použití reflexní pletysmografie. Zda a s jakými výsledky byla tato problematika řešena. Rovněž bylo třeba zjistit, jaká barva LED diody bude pro účely měření nejvhodnější. Vybrat takovou barvu, která bude co nejméně ovlivněna průchodem skla a poskytne co nejlepší signál.

2.1.2 Příprava rešerše

Formulace tématu:

Průzkum způsobu a výsledků měření pletysmografické křivky skrze sklo a výběr vhodné barvy LED diody pro měření tento způsob měření.

Klíčová slova:

((photoplethysmography) AND (glass))
((reflective photoplethysmography contact with glass))
((photoplethysmography) AND (red and green LED))
((photoplethysmography green and IR LED))
((photoplethysmography) AND (green light))

Časové rozmezí: 2005–2019

Jazykové vymezení: Angličtina

Typy dokumentů: Příspěvky ve sborníku, odborné články v impaktovaných časopisech, patenty, závěrečné práce

EIZ: Web od Science, IEEE, Academic Search Complete (EBSCO), Google Scholar

2.1.3 Přehledová část

Tabulka 1: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno

Přehled zdrojů dle jednotlivých databází					
	WoS	IEEE	EBSCO	Google Scholar	VŠB-TUO
Celkový počet záznamů	21	61	6	60	1
Vybrané záznamy k rešerši	2	2	1	4	1

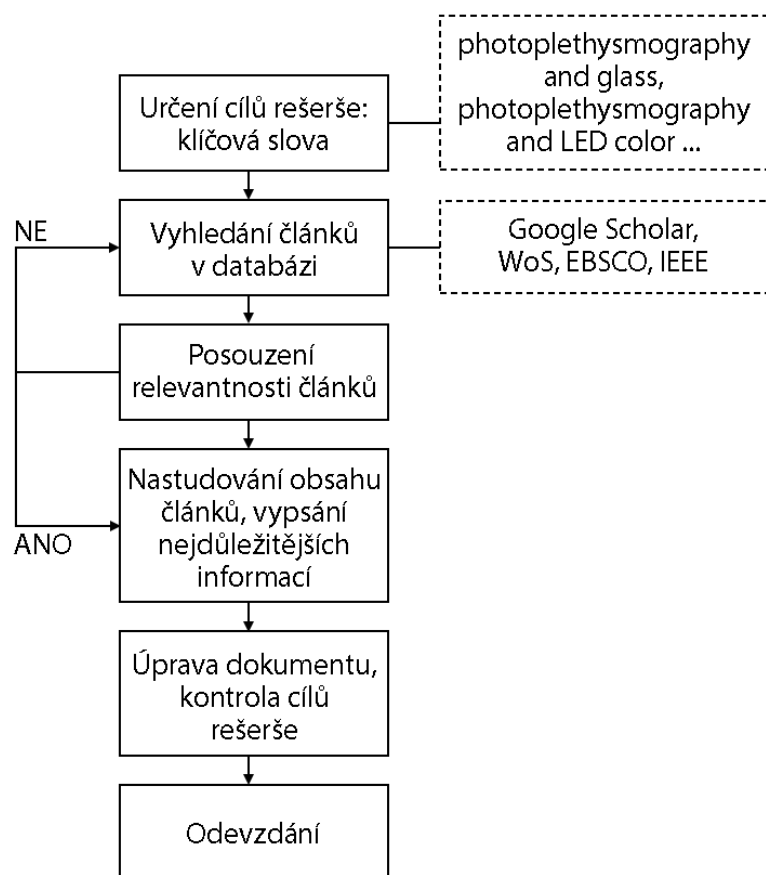
Bibliografické záznamy vybraných výsledků.

- [1] SIDOROV, Igor S., Roman V. ROMASHKO, Vasily T. KOVAL, Rashid GINIATULLIN a Alexei A. KAMSHILIN. Origin of Infrared Light Modulation in Reflectance-Mode Photoplethysmography. *Plos One* [online]. 2016, **2016**, 1/11 - 11/11 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1371/journal.pone.0165413. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=91030e3e-c2b4-48d3-81ee-ec84c9e0adb2%40sdc-v-sessmgr01>
- [2] LEE, Jihyoung, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROFLE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison Between Red, Green and Blue Light Reflection Photoplethysmography for Heart Rate Monitoring During Motion. In: *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS* [online]. Osaka, Japan, 2013, 1724 - 1727 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.3758/s13428-012-0312-z.
- [3] MAEDA, Y., M. SEKINE, T. TAMURA, A. MORIYA, T. SUZUKI a K. KAMEYAMA. Comparison of Reflected Green Light and Infrared Photoplethysmography. In: *30th Annual International IEEE EMBS Conference* [online]. Vancouver, British Columbia, Canada, 2008, 2270 - 2272 [cit. 2019-11-19].
- [4] SPICHER, Nicolai, Tyler LOVELACE a Markus KUKUK. *Feasibility of Photoplethysmography Imaging of the Sole of the Foot*. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8438656>
- [5] KAMSHILIN, Alexei A., Oleg V. MAMONTOV, Vasily T. KOVAL, Grigory A. ZAYATS a Roman V. ROMASHKO. Influence of a skin status on the light interaction with dermis. *BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS* [online]. 2015, **2015**(Vol. 6, 11), 4326 - 4334 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1364/BOE.6.004326. Dostupné z: http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=5&SID=E1NSPjOPopchHUKRanPh&page=1&doc=1
- [6] VOLNÝ, Daniel. *Fotopletysmografie s využitím zeleného světla* [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2019-12-19]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/128570>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

Tabulka 2: Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno, dle vybraných kritérií.

Přehled vybraných zdrojů dle typu dokumentu, časového, jazykového a geografického původu						
	[1]	[2]	[3]	[4]	[5]	[6]
Typ výsledku	J _{EBS}	J _{GSCH}	J _{IEEE}	D	J _{WOS}	D
EIZ	EBSCO	Google Scholar	IEEE	IEEE	WoS	DSpace VŠB-TUO
Časová lokalizace	2016	2013	2008	2018	2015	2018
Původní jazyk výsledku	EN	EN	EN	EN	EN	CS
Geografický původ	Rusko	Japonsko	Kanada	Německo	Rusko	ČR

2.1.4 Flow diagram rešerše



Obrázek 8: Flow diagram znázorňující postup zpracování rešerše

2.2 Vlastní řešení

[1] **Originální název:** SIDOROV, Igor S., Roman V. ROMASHKO, Vasily T. KOVAL, Rashid GINIATULLIN a Alexei A. KAMSHILIN. Origin of Infrared Light Modulation in Reflectance-Mode Photoplethysmography. *Plos One* [online]. 2016, **2016**, 1/11 - 11/11 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1371/journal.pone.0165413. Dostupné

z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=91030e3e-c2b4-48d3-81ee-ec84c9e0adb2%40sdc-v-sessmgr01>

Český název: Původ modulace infračerveného světla v reflexním režimu fotopletysmografie

Úvod

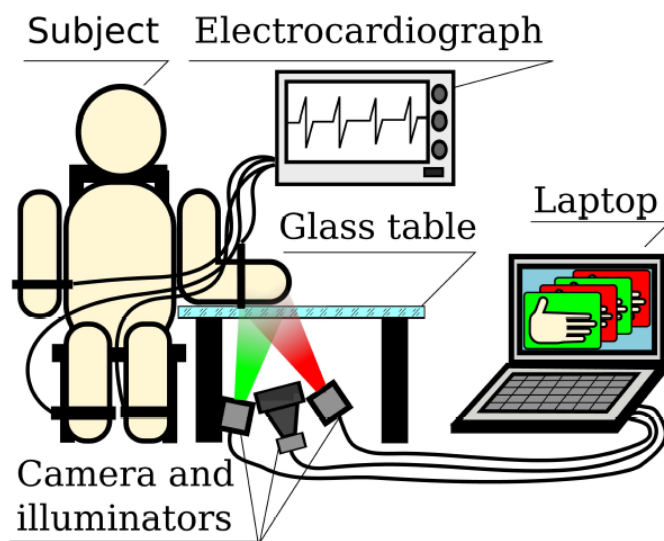
V tomto článku se autoři zabývají vlivem deformace pokožky způsobené pulzací artérií na fotopletysmografický signál snímáný pomocí kamery v reálném čase. Cílem studie bylo zjistit jaká barva je pro snímání pomocí metody iPPG nejvhodnější. Porovnávána byla zelená LED o $\lambda = 525$ nm a NIR LED o $\lambda = 810$ nm. Článek se rovněž zabývá tím, zdali a jakým způsobem ovlivňuje průhledné sklo měřený signál.

Obsah

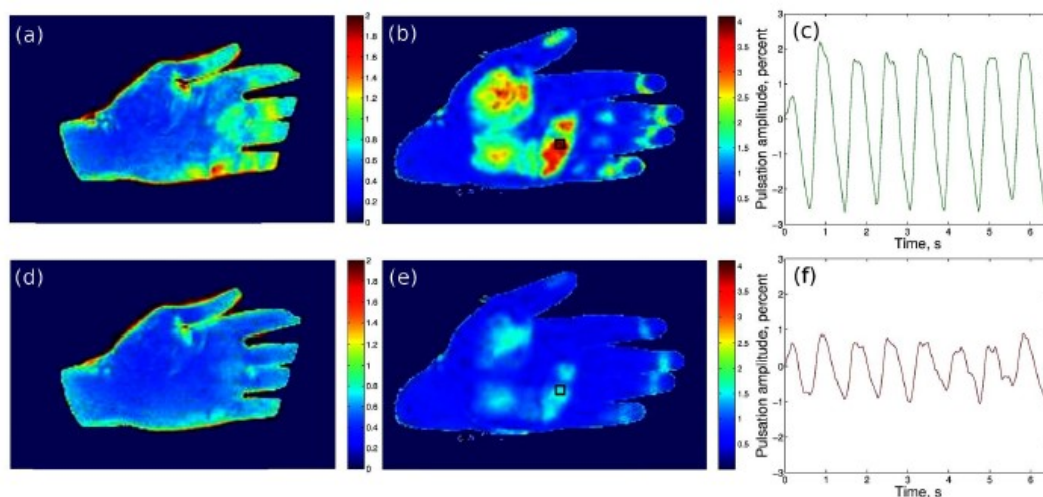
Signál byl měřen na 34 zdravých jedincích. Na Obrázek 9 je znázorněn způsob měření. Měření bylo prováděno ve dvou fázích, a to bezkontaktně a při kontaktu se sklem pomocí CMOS kamery GigE uEye UI-5220SE of Imaging Development Systems GmbH. Bylo změřeno, že při kontaktu se sklem došlo ke zvýšení amplitudy signálu, a to jak u zelené, tak u NIR LED diody, jak je vidět na Obrázek 10. Při snímání zelené LED diody experimentátoři naměřili 2x vyšší amplitudu signálu než u NIR LED diody, toto srovnání je na Obrázek 11. Zelená barva má kratší vlnovou délku než NIR, proto neprostupuje tak hluboko do tkáně a poskytuje lepší pletysmografický signál (objemové změny jsou výraznější než u NIR LED diody).

Závěr

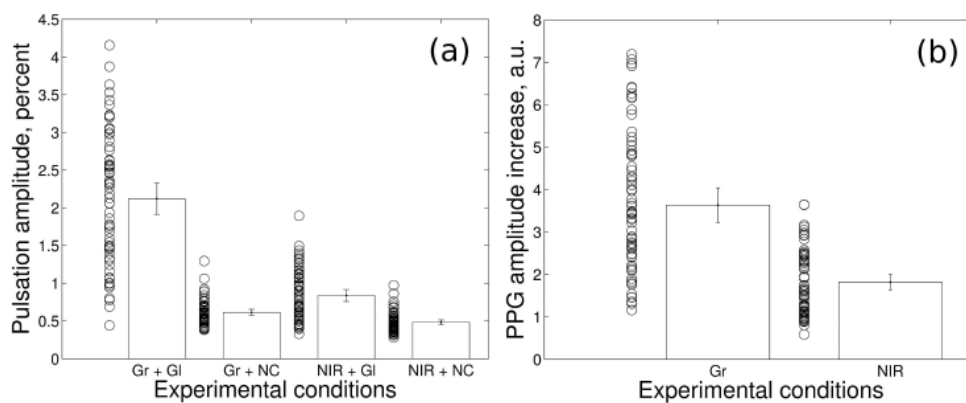
Z článku vyplývá, že je použití zelené LED vhodnou variantou pro měření pletysmografického signálu pomocí iPPG metody. Kontakt se sklem se pozitivně podepisuje na amplitudě měřeného signálu, způsobuje její zvýšení. Zelená LED se tedy jeví jako dobrá volba pro měření reflexní fotopletysmografie přes sklo.



Obrázek 9: Schéma měření iPPG



Obrázek 10: Porovnání snímaných signálů bez kontaktu se sklem (zelená LED a) a NIR LED d)) a signálů snímaných při kontaktu se sklem (zelená LED b) a NIR LED e))



Obrázek 11: Porovnání vlivu kontaktu se sklem na amplitudu PPG signálu zelené a NIR LED diody

[2] **Originální název:** LEE, Jihyoung, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROFLE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison Between Red, Green and Blue Light Reflection Photoplethysmography for Heart Rate Monitoring During Motion. In: *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS* [online]. Osaka, Japan, 2013, 1724 - 1727 [cit. 2019 11 19]. DOI: 10.3758/s13428-012-0312-z.

Český název: Porovnání mezi červenou, zelenou a modrou barvou světla v reflexní fotopletysmografii pro účel monitorování tepové frekvence během pohybu

Úvod

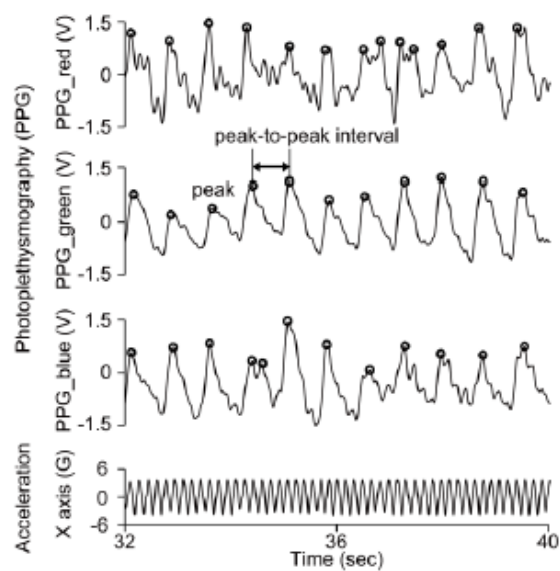
Autoři tohoto článku se zabývají tím, jaká barva LED diody je pro metodu reflexní fotopletysmografie tou nevhodnější při monitorování srdečního tepu během dne. Jedná se o porovnání zelené, modré a červené LED diody.

Obsah

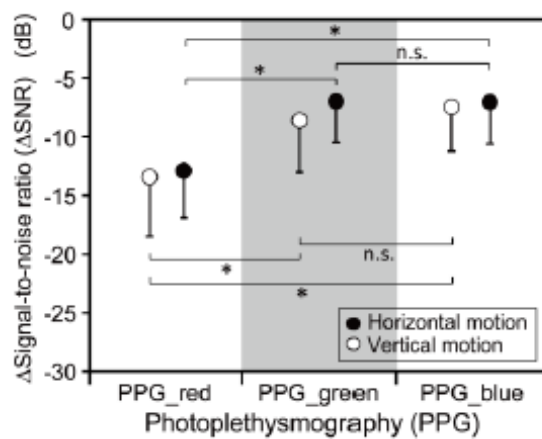
Do studie bylo zapojeno 12 dobrovolníků. Byla měřena srdeční frekvence pomocí EKG jako referenční měření ke snímání PPG. U všech tří barev byl porovnáván signal-to-noise ration (SNR) při pohybu testované osoby. Pro měření byly vybrány tyto vlnové délky LED diod: zelená $\lambda = 530$ nm, červená $\lambda = 645$ nm a modrá $\lambda = 470$ nm. Z naměřených výsledků vyplývá, že pohyb v průběhu měření způsobil zašumění signálu, viz Obrázek 12. Nejvíce se šum projevil u červené, méně u modré a nejméně u zelené LED diody. Dále autoři porovnávali korelaci měřeného BPM spočítaného z měřeného PPG signálu a BMP získaného z EKG měření. Z výsledků vyplývá, že snímání pomocí zelené LED nejvíce koreluje se snímáním EKG. Pokud jde o porovnání poměru signál-šum, je z Obrázek 13 patrné, že při pohybu testovaných osob se do signálu získaného pomocí prosvěcování tkáně červenou LED dostává více šumu než u zelené a modré barvy, kde je hodnota SNR výrazně nižší.

Závěr

Z článku vyplývá, že pro měření PPG při pohybu se jako nejlepší volba jeví zelená LED dioda. Jelikož má oproti červené barvě kratší vlnovou délku, neproniká tak hluboko do tkáně, a tudíž není tak náchylná na pohybové artefakty. Tato barva je rovněž vhodná pro monitorování srdečního tepu osob během dne.



Obrázek 12: Průběh pulzní křivky pro červenou, modrou a zelenou barvu při pohybu



Obrázek 13: Poměr signál-šum u červené, zelené a modré LED diody

[3] **Originální název:** MAEDA, Y., M. SEKINE, T. TAMURA, A. MORIYA, T. SUZUKI a K. KAMEYAMA. Comparison of Reflected Green Light and Infrared Photoplethysmography. In: *30th Annual International IEEE EMBS Conference* [online]. Vancouver, British Columbia, Canada, 2008, 2270 - 2272 [cit. 2019-11-19].

Český název: Porovnání zeleného a infračerveného světla pro použití v reflexní fotopletysmografii

Úvod

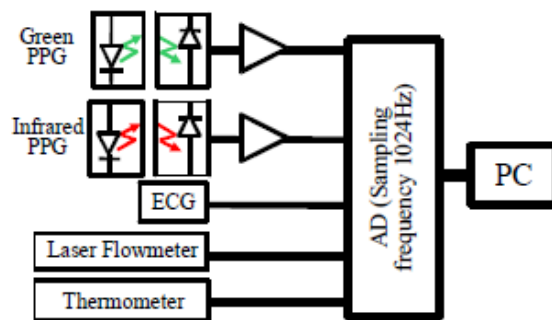
V tomto článku autoři porovnávají přesnost měření reflexní fotopletysmografie s použitím zelené a infračervené LED diody. Měření bylo prováděno při pokojových teplotách 25 °C a 15 °C. Srdeční tepovou frekvenci měřenou pomocí EKG autoři porovnávají s tepem získaným z pletysmografické křivky.

Obsah

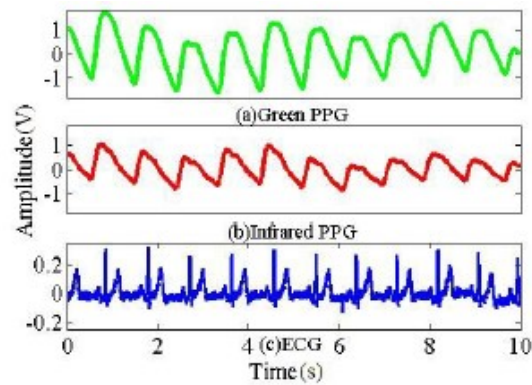
V měření se porovnávala zelená LED dioda s $\lambda = 525$ nm a infračervená LED dioda s $\lambda = 880$ nm. (Obrázek 14) K měření byl kromě PPG senzorů použit také laserový Dopplerův měřič průtoku krve, který snímal jak kontinuální průtok krve, tak její teplotu a EKG záznam, viz Obrázek 14. Při pokojové teplotě 25 °C byly oběma barvami LED diod naměřeny kvalitní PPG záznamy, jak je znázorněno na Obrázek 15. I zde však lze pozorovat rozdíl ve velikosti amplitudy, která je u zelené LED diody vyšší. Při pokojové teplotě pod 15 °C byla měřená amplituda výrazně nižší u obou barev LED než při teplotě vzduchu 25 °C, viz Obrázek 16. Pokud srovnáme naměřené amplitudy a čistotu signálů obou měřených barev LED diod při vyšší i nižší teplotě, je evidentní, že lepší signál poskytuje zelená LED dioda, viz Obrázek 17. Zelená LED dioda rovněž dosahuje vyšší korelace s měřeným EKG signál než infračervená, a to i při nižších teplotách. Zelené světlo má kratší vlnovou délku než infračervené, tudíž neproniká tak hluboko do tkáně a poskytuje méně komplexní, a tudíž méně zašuměný signál i při nižších teplotách.

Závěr

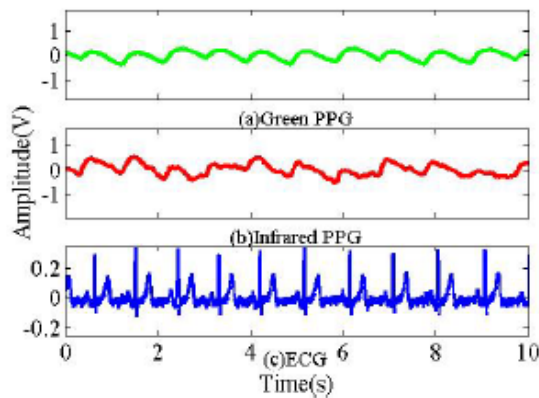
Autoři článku se shodují na tom, že pro měření reflexní fotopletysmografie je zelené světlo lepší variantou než infračervené, a to kvůli svým schopnostem poskytovat kvalitní signál i za nižší teploty, kdy dochází k menšímu prokrvení periferních tkání. Zelené světlo také vykazuje vyšší míru korelace s EKG signálem.



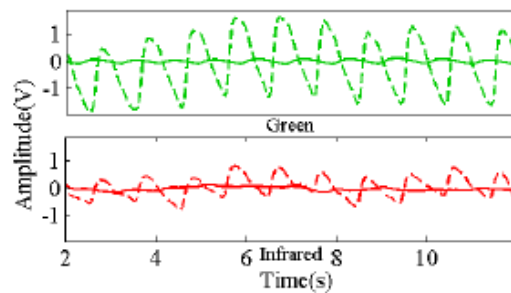
Obrázek 14: Blokové schéma měřicího obvodu



Obrázek 15: PPG křivka zelené a infračervené LED při teplotě vzduchu 25 °C



Obrázek 16: PPG křivka zelené a infračervené LED při teplotě vzduchu menší než 15 °C



Obrázek 17: PPG signál pro zelenou a infračervenou LED při pokojové teplotě pokožky 25 °C znázorněný přerušovanou čarou a signál při teplotě pokožky pod 15 °C znázorněný plnou čarou

[4] **Originální název:** SPICHER, Nicolai, Tyler LOVELACE a Markus KUKUK. *Feasibility of Photoplethysmography Imaging of the Sole of the Foot*. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8438656>

Český název: Proveditelnost iPPG pro zobrazení chodidla

Úvod

Tato práce se zabývá otázkou, zdali je měření pomocí metody iPPG na chodidle podobně přesné jako snímání na dlani, které je spolu se snímáním obličeje u iPPG nejpoužívanější. Rovněž se snaží odpovědět na otázku, zdali je při použití skleněné plochy a přitisknutí chodidla na ni, možné zvýšit kvalitu signálu, zvýšením SNR.

Obsah

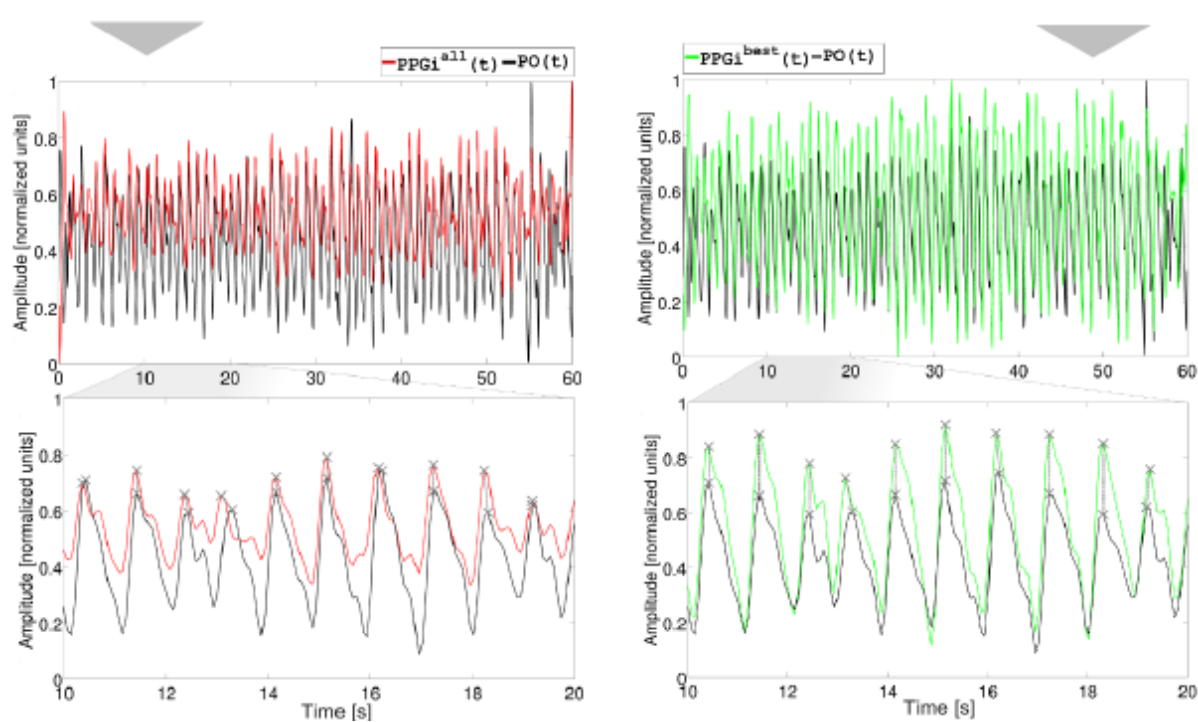
Měření bylo prováděno na 21 zdravých jedincích. Měření na chodidle a na dlani bylo prováděno přes skleněný plát o tloušťce 0,5 cm jak je znázorněno na Obrázek 18. Software zpracovávající signál vzorkoval s frekvencí 200 Hz, šířkou obrazu 8 bit a obnovovací frekvencí 14 Hz. Signál se měřil na pravé dlani a poté na pravém chodidle probandů. Zároveň se u každého jedince měřila pulzní křivka pomocí PPG na ukazováčku. Naměřený iPPG signál byl rozdělen na dvě části. Jedna obsahovala všechny naměřené pixely, druhá pouze místa se silným vlivem srdeční činnosti (přibližně 1/16 plochy chodidla). Oba tyto signály byly porovnány s komerčním měřidlem na pulsní oxymetrii. Z naměřených signálů byl vyselektován signál odpovídající srdečnímu tepu a byla vybrána oblast na dlani s pixely nejlépe korespondujícími s měřením. V posledním kroku byl signál vyfiltrován, a nalezeny jeho vrcholy. V 86 % případů snímání iPPG signálu na dlani a v 71 % případů snímání iPPG na chodidle byl signál čistě viditelný při prvním pokusu o extrakci signálu. Srovnání křivek bez a s extrakcí pixelů je na Obrázek 19. Co se týče extrakce signálu pouze z vybraných částí pixelu obrazu, autoři výsledky rozdělují do pěti skupin. V 42 % případů měření na dlani a v 71 % případů měření na chodidle použití této metody zvýšilo SNR. Naopak v 24 % případů měření na dlani a v 14 % případů měření na chodidle výše zmíněná metoda snížila kvalitu signálu. Ve zbylých případech nebyla pozorována výrazná odchylka zlepšení či zhoršení signálu. Z výsledků měření vyplývá, že v 90 % případů se naměřený iPPG signál na chodidle shoduje se signálem získaným z měření na prstu pomocí komerčního pulsního oxymetru. Při použití metody výběru pouze nejlepších pixelů se výsledky měření na dlani a chodidle liší pouze minimálně, oproti měření, kdy jsou do extrakce signálu zahrnuty všechny pixely. Studie potvrzuje předpoklad, že pevnější kontakt se skleněnou plochou zvyšuje SNR signálu.

Závěr

Tato metoda se zdá být dobrou volbou pro měření PPG signálu během magnetické rezonance. Kontakt se skleněnou podložkou zvyšuje poměr signál-šum, a tudíž jeho kvalitu. Metoda iPPG se zdá být vhodnou volbou pro měření pulzní křivky pacientů, u kterých je problematické měření na prstu či obličeji.



Obrázek 18: Experimentální zapojení měřícího řetězce



Obrázek 19: Srovnání pletysmografických křivek pro všechny pixely (vlevo) a pro vybrané pixely (vpravo)

[5] **Originální název:** KAMSHILIN, Alexei A., Oleg V. MAMONTOV, Vasily T. KOVAL, Grigory A. ZAYATS a Roman V. ROMASHKO. Influence of a skin status on the light interaction with dermis. *BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS* [online]. 2015, **2015**(Vol. 6, 11), 4326 - 4334 [cit 2019 11 19]. DOI: 10.1364/BOE.6.004326. Dostupné z: http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=5&SID=E1NSPjOPopCHUKRanPh&page=1&doc=1

Český název: Vliv stavu kůže na interakci světla s pokožkou

Úvod

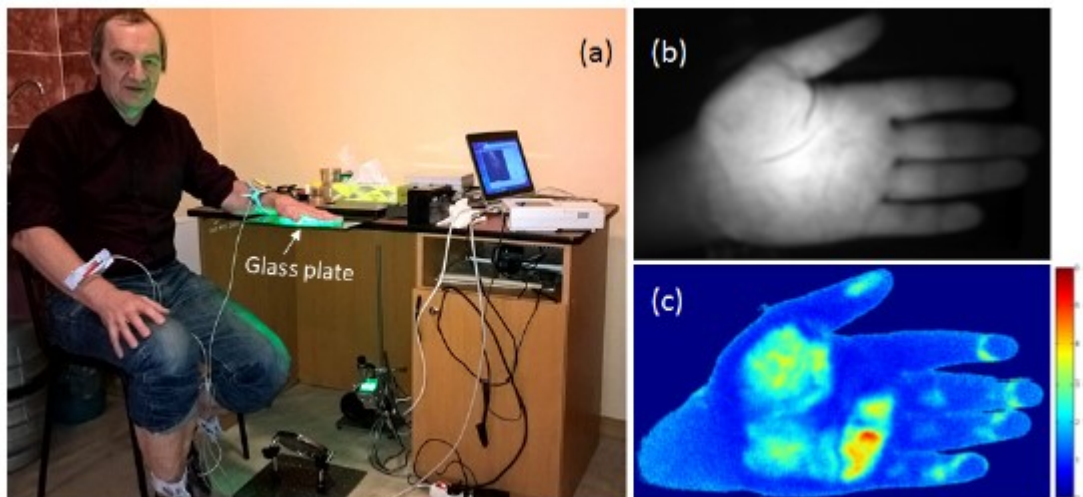
Tento článek se zabývá tím, jak kontakt se sklem ovlivňuje měřený iPPG signál za použití zeleného světla. Autoři předpokládají pozitivní efekt způsobený kontaktem se sklem, a to na měřený iPPG signál a vyšší korelaci se snímaným EKG signálem.

Obsah

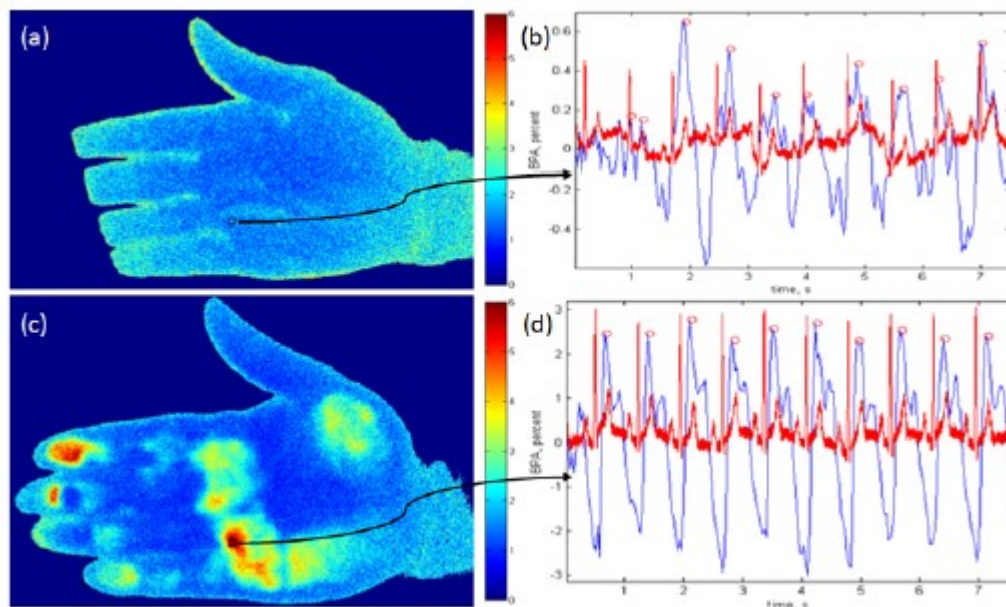
Měření bylo provedeno na 43 zdravých jedincích ve věku od 18 do 74 let. Systém iPPG zaznamenával data z dvou zelených LED diod o $\lambda = 525$ nm. Ke snímání byla použita CMOS kamera (8-bit modl GigE uEye UI-5220SE of Imaging Development System GmbH). Video bylo zaznamenáváno v rychlosti 30 snímků za sekundu. Vzdálenost mezi dlaní a čočkou kamery byla přibližně 1 m. Experiment byl prováděn v laboratoři bez okolního světla, aby nedošlo ke zkreslení měření. Kromě iPPG bylo testovaným osobám měřeno EKG na jejich zápěstí, pro následné srovnání s iPPG signálem. Snímaný signál z dlaně byl měřen bez kontaktu se sklem a se zatížením 2 kg, viz Obrázek 20. Nahraná data byla zpracována SW z programu MATLAB. Pletysmografický signál byl získán nejprve výpočtem ze všech pixelů a v druhé fázi měření pouze z pixelů z oblastí s nejvíce prokrvenou tkání. Na Obrázek 21 je srovnání signálu při měření bez kontaktu se sklem (obrázky (a) a (b)) a při měření se zatížením 2 kg (obrázky (c) a (d)). Oproti bezkontaktnímu měření, pulzní křivka při kontaktu se sklem koreluje s měřeným EKG velmi přesně. V článku je uvedeno, že při bezkontaktním měření PPG signál koreloval s EKG signálem pouze v 47 případech z 86. Zatímco při kontaktním měření PPG signál koreloval s EKG v 83 případech z 86.

Závěr

Ze článku vyplývá, že kontakt se sklem má pozitivní dopad na měřený signál. Rovněž větší tlak na sklo je pro měření přínosný. Jelikož autoři použili zelené světlo, nabízí se tedy otázka, zda zelené světlo spolu s reflexní fotopletysmografií a skleněným plátem rovněž poskytne obdobně dobré výsledky měření.



Obrázek 20: Měřicí řetězec



Obrázek 21: ECG a PPG signál bez kontaktu (obrázky (a), (b)) a při kontaktu se sklem (obrázky (c) a (d))

[6] **Originální název:** VOLNÝ, Daniel. *Fotopletysmografie s využitím zeleného světla* [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2019-12-19]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/128570>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

Český název: Fotopletysmografie s využitím zeleného světla

Úvod

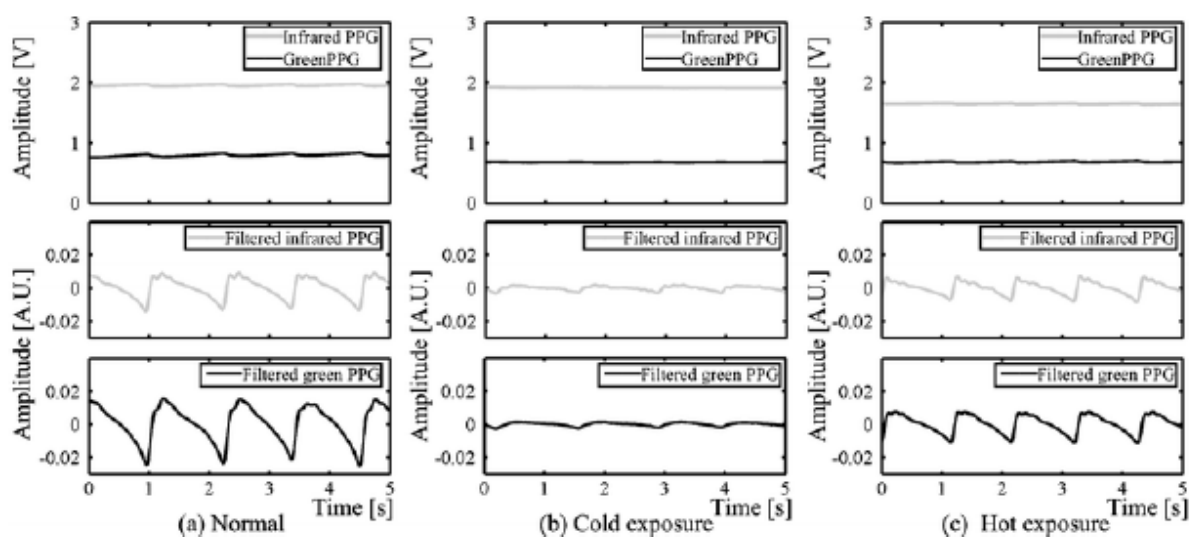
Tato bakalářská práce se zabývá otázkou, zda je zelené světlo vhodnou volbou pro fotopletysmografii, jestli je tato barva vhodná pro eliminaci pohybových artefaktů a samotnou konstrukci PPG senzoru pro měření při pohybu.

Obsah

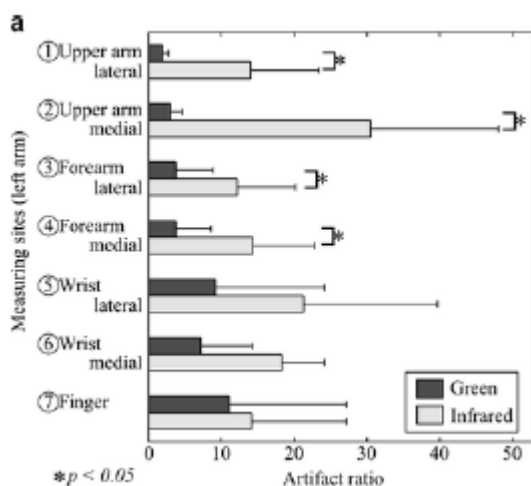
Rešerše této bakalářské práce podrobněji zkoumá pět článků z oblasti využití zeleného světla v pletysmografii. Článek *The Advantages of Wearable Green Reflected photoplethysmography*, porovnává zelenou a infračervenou LED diodu pro měření pletysmografické křivky při různých teplotách, viz Obrázek 22. Z naměřených výsledků vyplývá, že měření při měření v chladu sonda se zelenou barvou lépe koreluje s tepovou frekvencí než sonda s infračervenou barvou. Při měření ostatních teplot je signál ze zelené LED diody méně zašuměný než u infračervené LED diody. Ve článku *Relationship Between Measurement Site and Motion Artifacts in Wearable Reflected Photoplethysmography* se autoři zabývají vlivem pohybových artefaktů na snímání signál. Porovnávají zelenou a infračervenou LED diodu při pohybech paží. Porovnání naměřených křivek je na Obrázek 23. Zelená LED dioda je výrazně odolnější vůči pohybům, jak je z Obrázek 23 patrné, protože má výrazně nižší poměr artefaktu než IR LED dioda. Co se týče samotné bakalářské práce, zkonstruovaný fotopletysmografický senzor se zelenou LED diodou vykazuje dobré výsledky měření při testování.

Závěr

Rešerše této bakalářské práce ukázala, že zelená LED dioda je vhodnou volbou pro reflexní fotopletysmografii. Jsou patrné její výhody při snímání osob při pohybu, což je způsobeno kratší vlnovou délkou λ a menší prostupností světla tkání.



Obrázek 22: Porovnání pulzních křivek získaných pomocí zelené a infračervené LED při různých teplotách vzduchu



Obrázek 23: Pohybové artefakty při snímání na paži v horizontální poloze

2.3 Závěr rešerše

[1] Publikace z roku 2016 je relevantní, jelikož podává důkazy o užitečnosti zeleného světla a pozitivním efektu skla na měřený pletysmografický signál.

[2] Výsledky této práce ukazují, že při porovnání modré, červené a zelené barvy se jako nejspolehlivější pro monitorování srdečního tepu během dne ukazuje zelená barva, která je nejméně náchylná na pohybové artefakty, což je způsobené její krátkou vlnovou délkou. Tato práce je tedy relevantní.

[3] V této publikaci autoři srovnávají zelenou a IR LED diodu. Zelená barva vykazuje lepší signál a vyšší korelaci s EKG signálem, a to i při nižších teplotách než IR barva. Měření probíhá pomocí reflexní fotoplethysmografie, článek se tedy přímo dotýká tématu této bakalářské práce.

[4] Článek zkoumá, zdali je možné dostatečně přesně měřit pulzní křivku také na chodidle a dochází k závěru, že ano. Relevantnost této práce spočívá v použití skla při měření, které prokazatelně zvyšuje kvalitu měřeného signálu.

[5] Podobně jako u předchozí práce se zde autoři zabývají vlivem skla na měřený signál. Dochází k závěru, že kontakt se sklem je přínosný, a že vyšší tlak na sklo se rovněž projevuje pozitivně na měřeném signálu. Relevantní je článek proto, že autoři používají zelené světlo a sklo.

[6] Tato bakalářská práce je relevantní, jelikož teoreticky (z rešerše) i praktickou konstrukcí poukazuje a prokazuje dobré vlastnosti zelené LED diody u reflexní fotoplethysmografie.

2.3.1 Výsledky dalšího hledání v databázi Web of Science

Výsledky hledání (časové vymezení 2005–2019) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Photoplethysmography LED color; glass – **bylo nalezeno 0 výsledků**.

Výsledky hledání (časové vymezení 2005–2019) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Photoplethysmography; glass impact on signal – **bylo nalezeno 0 výsledků**.

Výsledky hledání (časové vymezení 2005–2019) v databázi Web of Science po zadání klíčových slov: Photoplethysmography; distortion of signal caused by glass – **bylo nalezeno 0 výsledků**.

Z výše uvedeného vyplývá, že téma vlivu skla na snímání pletysmografický signál dosud nebylo řádně prozkoumáno. Při měření pomocí metody iPPG je prokázán pozitivní vliv skla na signál, avšak u klasického snímání PPG pomocí LED diody a fotodiody vlivu skla na signál nebyl dosud dostatečně prozkoumán.

2.4 Další relevantní zdroje k dané problematice

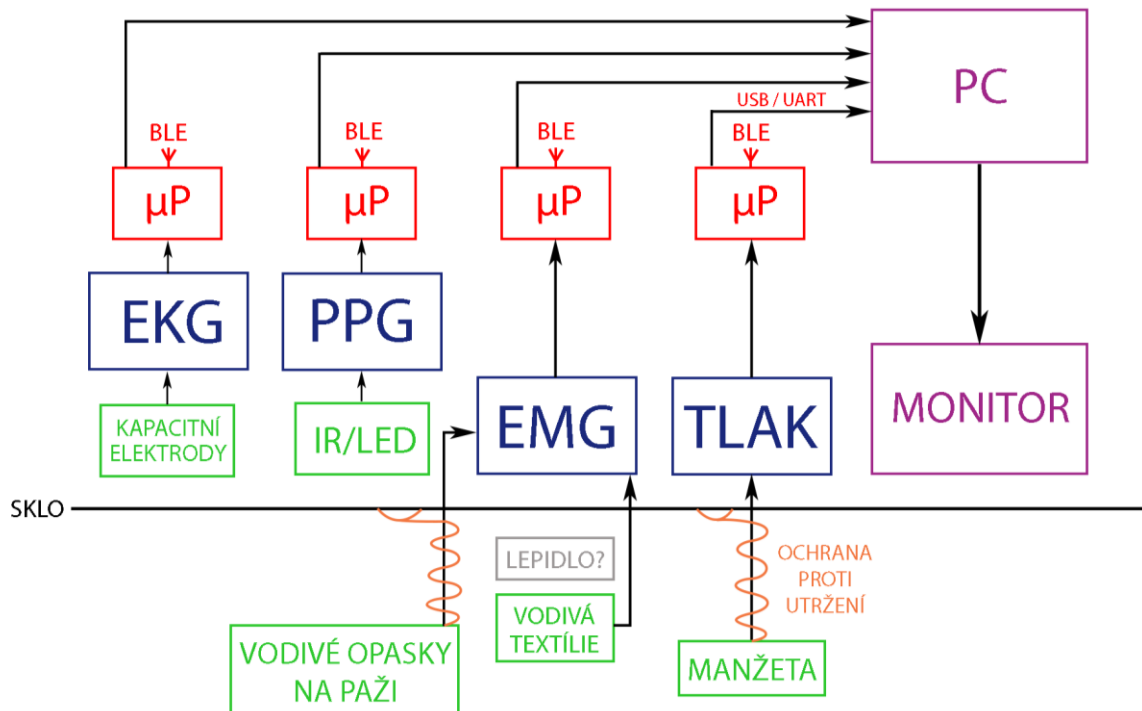
- [7] KAMSHILIN, Alexei A., Ervin NIPPOLAINEN, Igor S. SIDOROV, Petr V. VASILEV, Nikolai P. EROFEEV, Natalia P. PODOLIAN a Roman V. ROMASHKO. A new look at the essence of the imaging photoplethysmography. *Nature* [online]. 2015, **2015**, 1 - 9 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1038/srep10494. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/srep10494>
- [8] VIZBARA, V., A. SOLOŠENKO, D. STANKEVIČIUS a V. MAROZAS. Comparison of green, blue and infrared light in wrist and forehead photoplethysmography. In: *Biomedical Engineering Institute, Kaunas University of Technology, Lithuania* [online]. Kaunas University of Technology, Lithuania, 2013, 78 - 81 [cit. 2019-11-19].
- [9] VOLYNSKY, M. A., O. V. MAMONTOV, I. S. SIDOROV a A. A. KAMSHILIN. Pulse wave transit time measured by imaging photoplethysmography in upper extremities. In: *International Conference of Photonics and Information Optics* [online]. Saint Petersburg, 197101, Russia, 2016, 1 - 5 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1088/1742-6596/737/1/012053.
- [10] ABU-KHALAF, Jumana M. a Stephen A. MASCARO. Effects of Wavelength and Optical Path Length in Design of Fingernail Touch Force Sensing. *IEEE SENSORS JOURNAL* [online]. 2013, **2013**(VOL. 13, 2), 807 - 815 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1109/JSEN.2012.2227710. Dostupné z: http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=1&SID=E1NSPjOPopcHUKRanPh&page=1&doc=1

2.5 Vlastní závěry a úvahy

Rešerše přinesla následující poznatky. Pro reflexní fotopletysmografii je použití zeleného světla vhodnou volbou. Z výše uvedených článků vyplývá, že tato barva dobře odolává pohybovým artefaktům. Jelikož bude senzor napevno připevněný za sklem není tato odolnost příliš důležitým parametrem. Články, kde se pulzní křivka měří přes sklo, jsou vzhledem k tématu mé práce zajímavé, avšak je zde použita jiná metoda snímání, a to iPPG, takže je otázkou, zda i pro reflexní fotopletysmografii bude sklo pozitivně působit na měřený signál. Ve spojení měření reflexní fotopletysmografie a použití skleněné desky rešerše nepřinesla uspokojivé odpovědi, je tedy na praktické části této bakalářské práce, aby na otázky týkající se tohoto tématu odpověděla praktickými výsledky. Při konstrukci senzoru hodlám vyzkoušet různé barvy LED diod (zelenou, červenou a IR) a porovnat výsledky při měření bez a se skleněnou deskou.

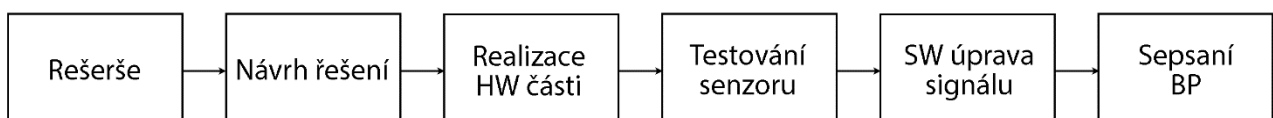
3. Vlastní zpracování bakalářské práce

Pletysmografický senzor, jehož realizací se tato bakalářská práce zabývá, bude součástí většího projektu, a to tzv. *vitríny*. Jedná se prosklenou vitrínu umístěnou v hlavní budově A na chodbě, která bude sloužit k prezentaci oboru Biomedicínský technik / inženýr. Kromě pletysmografického senzoru bude její součástí také měření EKG, EMG a krevního tlaku. Na Obrázek 24 je znázorněno blokové schéma zapojení jednotlivých senzorů do vitríny.



Obrázek 24: Blokové schéma vitríny

Zpracování bakalářské práce zahrnuje několik kroků od vyhotovení rešerše přes konstrukci senzoru až po sepsání práce. Pro přehlednost byly tyto kroky sjednoceny do blokového schématu, viz Obrázek 25.



Obrázek 25: Blokové schéma vypracování bakalářské práce

3.1 Návrh řešení

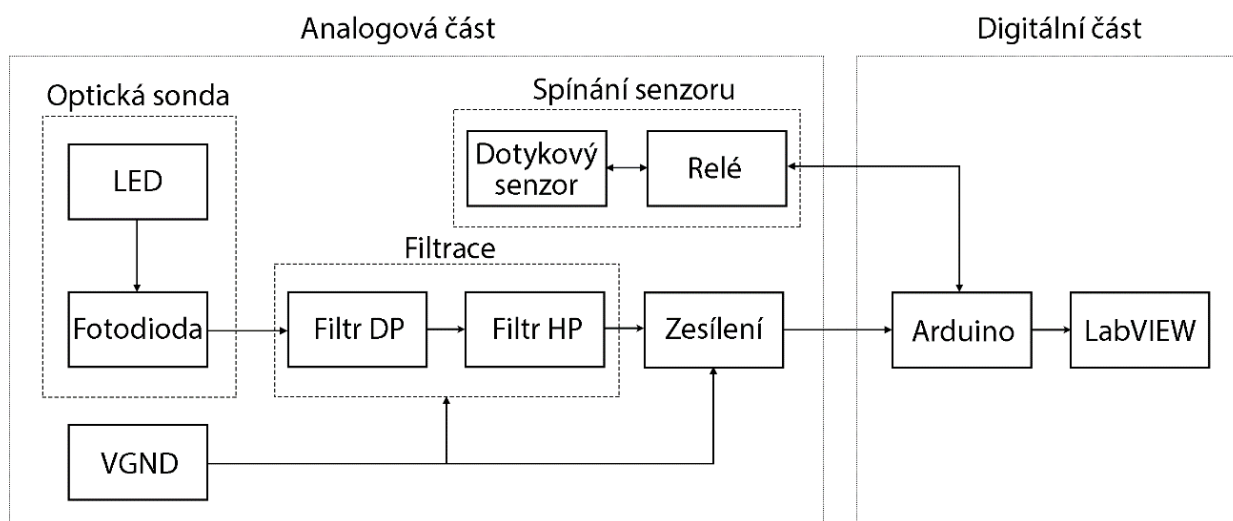
Na základě průzkumu řešení PPG senzoru, byly stanoveny základní technické bloky, ze kterých se bude senzor skládat. [9], [14]

Těmito bloky jsou: optická sonda, filtry DP a HP a zesílení. Ke zodpovězení otázky, zda je zelená barva vhodná pro měření PPG křivky, byly zkonstruovány tzv. „zkušební sondy“ s různými barvami LED diod (zelenou, červenou a infračervenou).

Celý senzor byl konstruován tak, aby jej bylo možné připojit pomocí USB kabelu k počítači a vyhodnocovat měřený signál. Vzhledem k použití USB, bylo pro napájení senzoru zvoleno napětí 5 V, kterým tato sběrnice disponuje.

Fotopletysmografický senzor, přesněji jeho sonda bude umístěna za sklem, bude tedy chráněna před vnějším poškozením. Bylo nutné vymyslet spouštěcí mechanismus pro optickou sondu. S ohledem na umístění pletysmografu byl vybrán kapacitní dotykový senzor.

Pro digitalizaci a zobrazení měřeného signálu byl vybrán modul Arduino a vývojové prostředí LabVIEW. Na Obrázek 26 je znázorněno blokové schéma propojení jednotlivých částí PPG senzoru.



Obrázek 26: Blokové schéma PPG senzoru

3.2 Analogová část

V následujících podkapitolách je popsán proces realizace hardwarové části PPG senzoru. Byly vyrobeny zkušební optické sondy, na nepájivém poli bylo zapojeno analogové zpracování signálu. Chyba! Nenalezen zdroj odkazů. a otestována funkčnost. Pro potřebu spínání optické sondy byl vytvořen jednoduchý obvod skládající se z relé a kapacitního senzoru připojených k Arduino. Celé schématické zapojení obvodu senzoru je v Příloha 1.

3.2.1 Optická sonda

Aby bylo možné odpovědět na otázku ze závěru rešerše, zda je zelená LED dioda vhodná pro PPG senzor, byly vytvořeny tři PCB s různými barvami LED diod, a to zelenou, červenou a infračervenou. Při výběru barevných LED diod bylo třeba zvážit, jak vysokou svítivostí by měly LED diody disponovat. Na základě průzkumu konstrukce PPG senzoru a odzkoušení LED diody se svítivostí 20 mcd, byla jako vhodná svítivost stanovena hodnota 1000 mcd. Aby byla optická sonda co nejkompaktnější, byly vybrány LED diody s SMD pouzdrem. [14]

Pro zelenou barvu byla vybrána LED dioda od firmy Kingbright s označením KA-2214ZGS-G, pro červenou byla vybrána LED dioda s označením GT-M50503R620-0 od firmy Getian a jako infračervená LED dioda byla vybrána LL-S150IRC-2A od firmy Luckylight. LED diody byly vybrány tak, aby disponovaly podobnou svítivostí. Důležité parametry jednotlivých LED diod jsou uvedeny níže v Tabulka 3. [15], [16], [17]

Tabulka 3: Srovnání parametrů LED diod

Zelená LED		Červená LED		IR LED	
Napájecí napětí	3,2 – 4 V	Napájecí napětí	2,8 – 3,4 V	Napájecí napětí	0,8 – 1,5 V
Vlnová délka	525 nm	Vlnová délka	620 nm	Vlnová délka	940 nm
Proud	20 mA	Proud	60 mA	Proud	20 mA
Svítivost	700 – 1100 mcd	Svítivost	1100 – 1300 mcd	Zářivost	2,5 mW/sr
Úhel svítivosti	120°	Úhel svítivosti	120°	Úhel svítivosti	140°

Jako fotocitlivé prvky na snímání odraženého světla od prstu byly vybrány dvě fotodiody od firmy Vishay. Pro snímání světla ze zelené a červené LED diody byla vybrána fotodioda VEMD5510CF, která má úhel citlivosti $\pm 65^\circ$, maximální závěrné napětí 20 V a spektrální citlivost 440 nm – 620 nm. Pro měření IR světla byla vybrána fotodioda VEMD5110X01, která má rovněž úhel citlivosti $\pm 65^\circ$, stejné maximální závěrné napětí 20 V a spektrální citlivost 790 nm – 1050 nm. [18], [19]

K LED diodám bylo potřeba do série zapojit předřadné rezistory k regulaci napětí. Hodnoty rezistorů byly vypočítány pomocí Ohmova zákona podle vzorce (1), kde V_{CC} je napájecí napětí 5 V, V_F úbytek napětí na LED diodě a I_F proud procházející LED diodou. Byly vypočítány následující hodnoty: $R_Z = 70 \Omega$, $R_C = 30 \Omega$ a $R_{IR} = 180 \Omega$

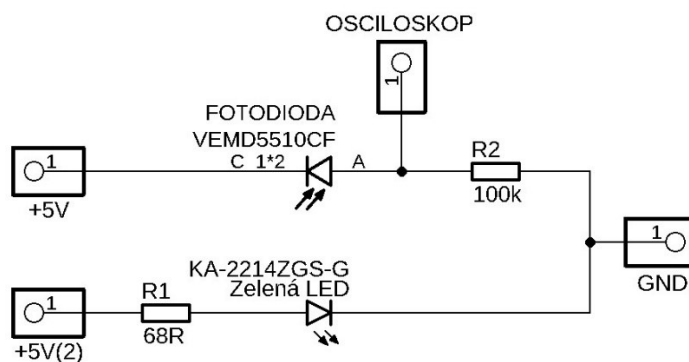
$$R = \frac{V_{CC} - V_F}{I_F} \quad (1)$$

Příklad výpočtu hodnoty předřadného rezistoru pro zelenou LED diodu. Z odporové řady rezistorů byl vybrán rezistor 68 Ω.

$$R_Z = \frac{5 - 3,6}{20 \cdot 10^{-3}} = 70 \, \Omega \quad (2)$$

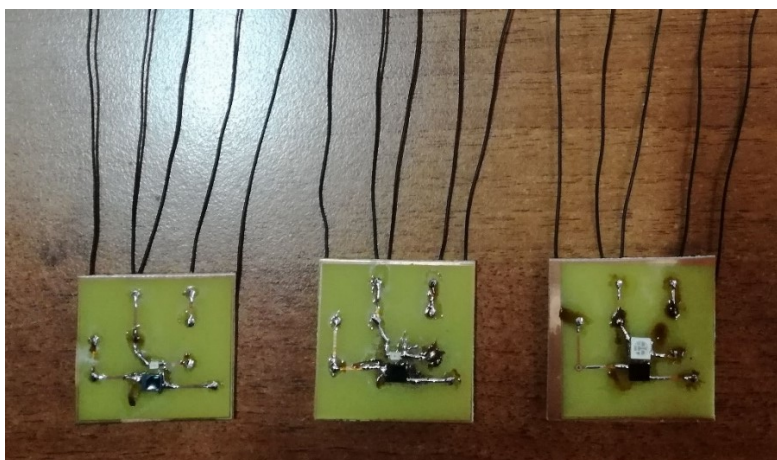
Fotodioda byla zapojena v odporovém (fotovodivostním) režimu, který je pro měření pletysmografického signálu vhodný. Toto zapojení se používá pro měření optického záření, jelikož fotodioda v tomto režimu disponuje rychlou odezvou na změnu osvětlení a má velký rozsah výstupního signálu. [20]

V závěrném směru byl v sérii k fotodiodě připojen rezistor, na kterém byl měřen úbytek napětí viz schéma na Obrázek 27. Místo rezistoru za fotodiodou byly z desky vyvedeny drátky na nepájivé pole, aby bylo možné otestovat různé hodnoty rezistoru. Deska plošných spojů byla navržena tak, aby LED dioda od fotodiody byla vzdálena 1 mm.



Obrázek 27: Zkušební optická sonda – schéma

Výsledné zkušební sondy vyrobené fotocitlivou cestou s připájenými součástkami jsou na Obrázek 28. Návrh desky finální optické sondy z programu Eagle je přiložen v Příloha 2.



Obrázek 28: Zkušební sondy

3.2.2 Filtrace

Prvním krokem analogového zpracování signálu bylo odfiltrování nežádoucích frekvencí. Jako mezní hodnoty frekvencí pro pletysmografický signál byly stanoveny frekvence 0,25 Hz a 17,5 Hz. Z literatury byl vybrán pro dolní i horní propust aktivní filtr 2. řádu Sallen Key. [21]

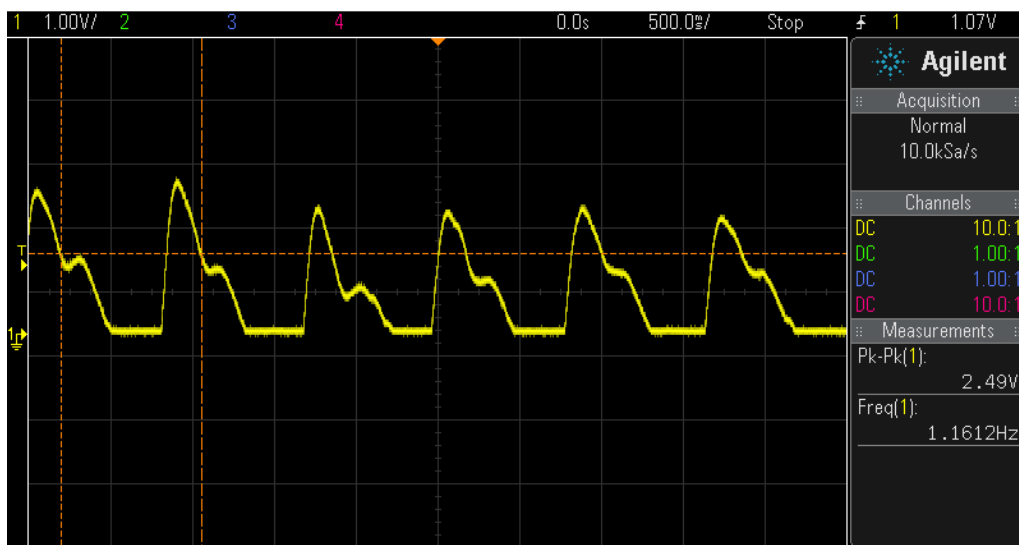
Pro zapojení byl vybrán OZ od firmy Vishay OPA2336PA. Tento OZ disponuje vhodnými vlastnostmi, a to napájecím napětím 2,3 – 5,5, dvěma kanály, je uložen v pouzdře DIP-8 a jedná se o typ OZ Rail-to-Rail. Tento typ OZ umožňuje mít na výstupu napětí blíží se hodnotě napájecího napětí, což bylo žádoucí. [22]

Dolní propust

Na filtraci vysokých frekvencí byl použit filtr typu DP s mezním kmitočtem 17,5 Hz. Kmitočet filtru byl vybrán tak, aby odfiltroval 50 Hz síťové rušení a zároveň, aby byl zachován dikrotický zářez na pletysmografické křivce. Na základě spektrální analýzy pletysmografického signálu bylo zjištěno, že pletysmografický signál má rozsah frekvencí 0 Hz – 10 Hz. Na základě měření s různými hodnotami frekvencí filtru DP, spektrální analýzy signálu a průzkumu prací zabývajících se konstrukcí pletysmografického senzoru, byla zvolena frekvence 17,5 Hz. Kmitočtové charakteristiky filtru jsou na Obrázek 32. [9], [23]

$$f_{DP} = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} = 17,5 \text{ Hz} \quad (3)$$

Při měření PPG signálu s analogovým zpracováním byla otestována mezní frekvence filtru DP 6 Hz. Srovnání výsledných PPG signálů s frekvencí 17,5 Hz a 6 Hz je na Obrázek 29 a Obrázek 30 níže. Z obrázků je patrné, že pletysmografický signál při použití filtru DP s frekvencí 6 Hz nemá téměř žádnou dikrotickou vlnu na rozdíl od signálu získaného s frekvencí filtru DP 17,5 Hz.

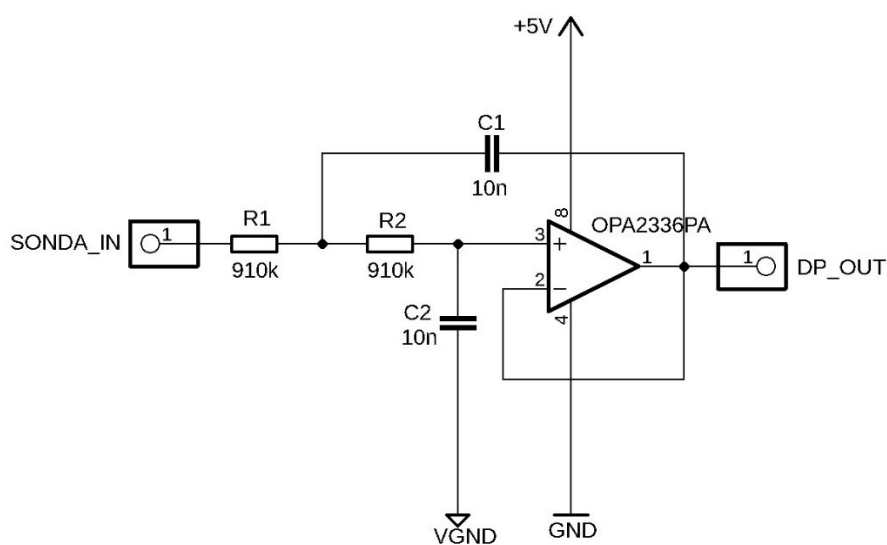


Obrázek 29: PPG signál s filtrem DP s frekvencí 17,5 Hz

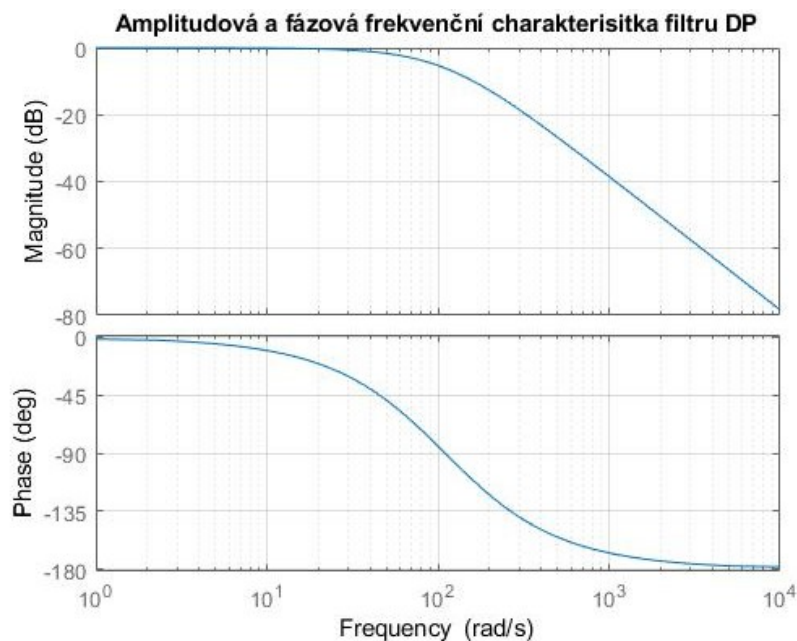


Obrázek 30: PPG signál s filtrem DP s frekvencí 6 Hz

Pro výpočet hodnot rezistorů, a kondenzátorů pro filtr byla použita webová stránka *OKAWA Electric Design*. Pro dosažení frekvence 17,5 Hz, byly použity dva keramické kondenzátory s kapacitou 10 nF a dva rezistory s odporem 910 k Ω viz schéma na Obrázek 31. [24]



Obrázek 31: Dolní propust – schéma



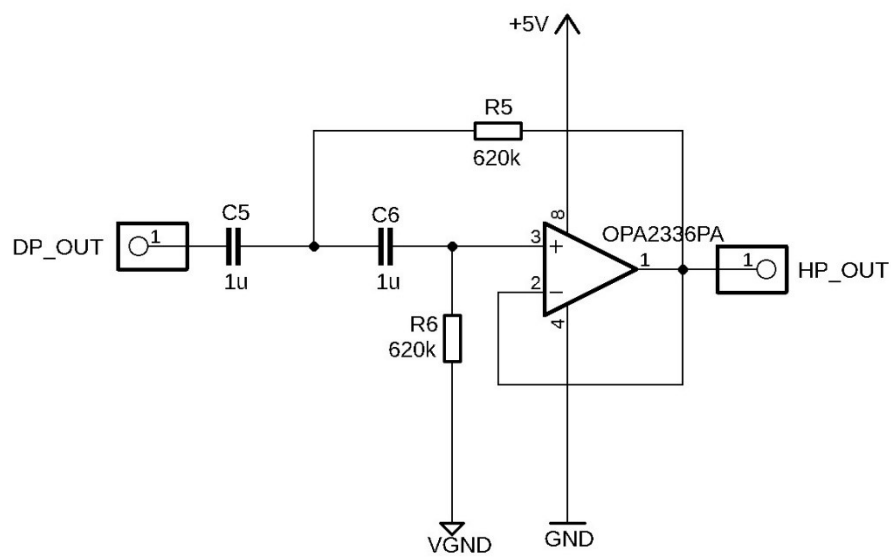
Obrázek 32: Kmitočtové charakteristiky filtru DP

Horní propust

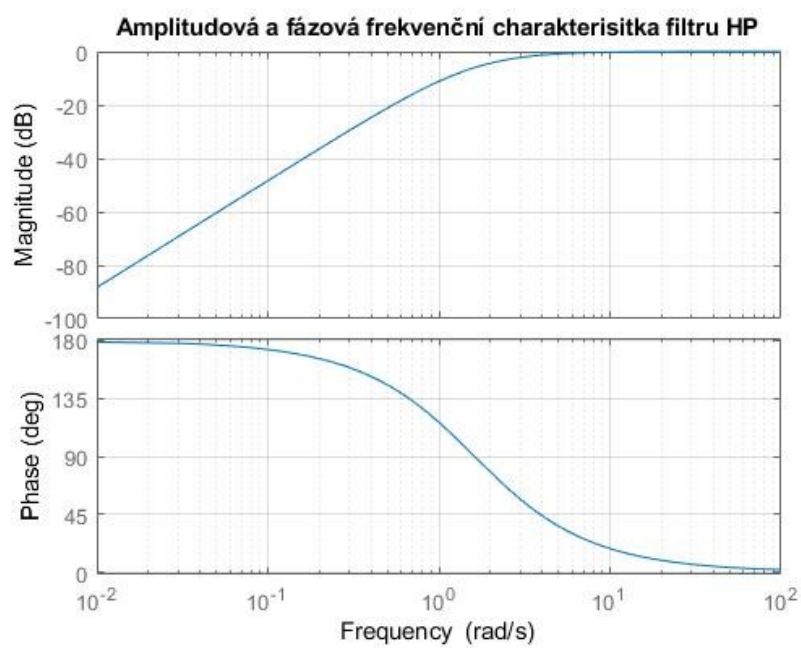
Pro filtr HP byla vybrána mezní frekvence 0,25 Hz. Takto nastavená frekvence filtru odstraní možnost vzniku artefaktu způsobeného dechovou činností měřené osoby. Frekvence 0,25 Hz odpovídá 15 dechům / min, což je průměrná rychlost dýchání dospělých osob v klidu. Na Obrázek 34 je amplitudová a frekvenční charakteristika filtru HP.

$$f_{HP} = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{R_3 \cdot R_4 \cdot C_3 \cdot C_4}} = 0,25 \text{ Hz} \quad (4)$$

Stejně jako u filtru typu doplní propust i zde byla pro výpočet hodnot součástek v zapojení použita webová stránka *OKAWA Electric Design*. V zapojení byly použity dva rezistory s odporem 620 k Ω a dva keramické kondenzátory s kapacitou 1 μ F, viz schéma na Obrázek 33. [25]



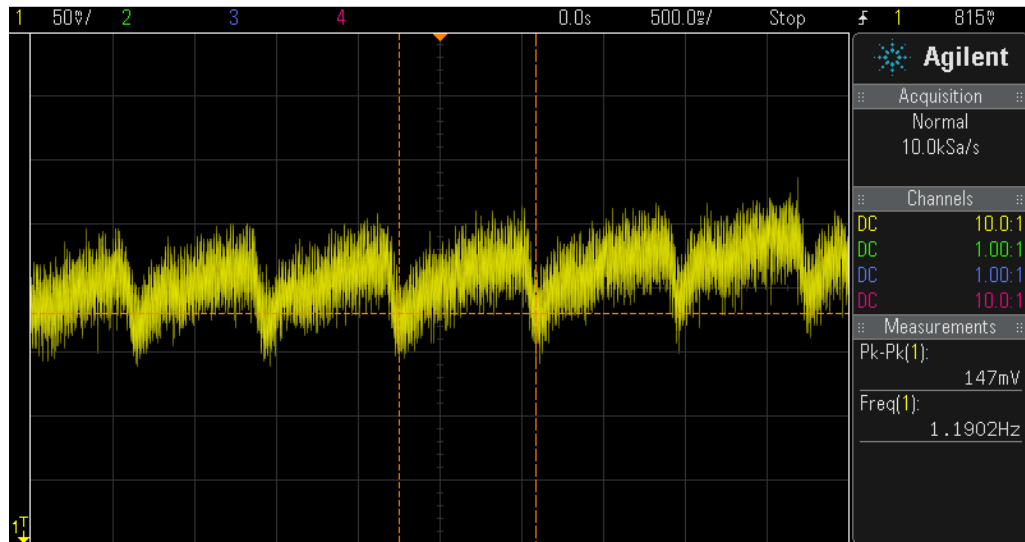
Obrázek 33: Horní propust – schéma



Obrázek 34: Kmitočtové charakteristiky filtru HP

3.2.3 Zesílení

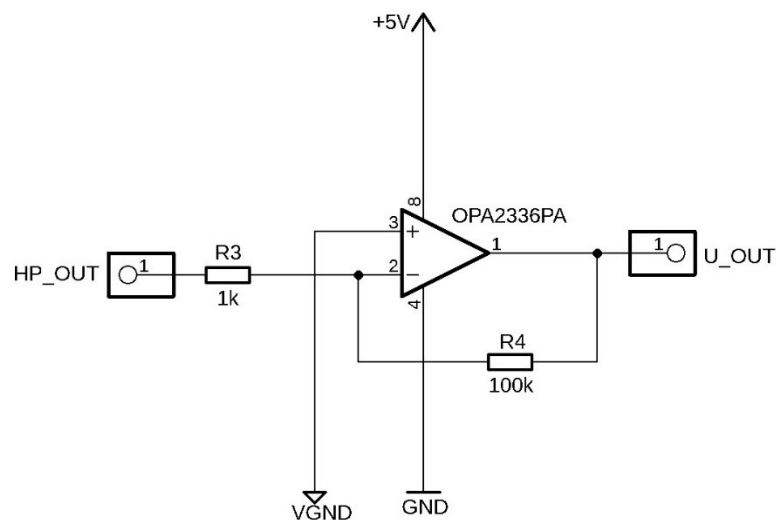
Jelikož byla amplituda měřeného pletysmografického signálu velmi nízká (cca 150 mV, viz Obrázek 35), bylo jej potřeba zesílit.



Obrázek 35: PPG signál se zelenou LED bez zesílení

Také bylo potřeba pletysmografickou křivku otočit, proto bylo vybráno invertující zapojení s operačním zesilovačem, viz schéma na Obrázek 36. Stejně jako u filtrace byl použit operační zesilovač OPA2336PA. Hodnota zesílení byla stanovena na 100 za použití rezistorů s hodnotami 1 kΩ a 100 kΩ. Zesílený filtrovaný signál je na Obrázek 37. Výsledná hodnota zesílení je dána vztahem ze vzorce (5).

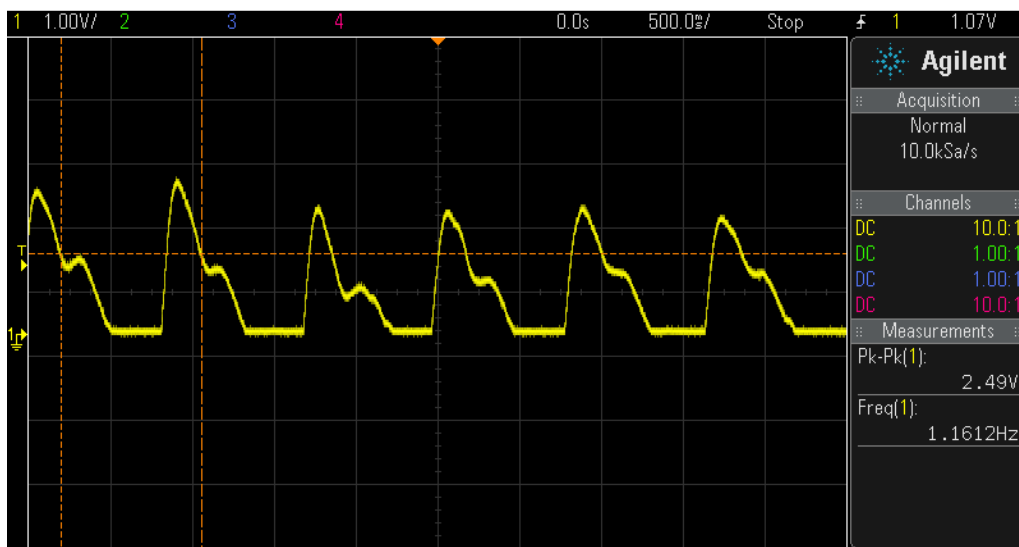
$$A_U = \frac{-R_4}{R_3} = -100 \quad (5)$$



Obrázek 36: Zesílení – schéma

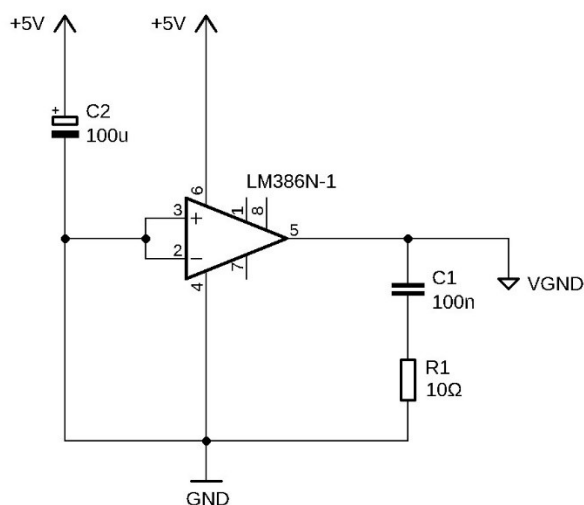
3.2.4 Virtuální zem

Při měření pletysmografické křivky s analogovým zpracováním se objevil problém s jejím neúplným zobrazením, jak je vidět na Obrázek 37. Aby bylo možné signál zobrazit celý, bylo jej třeba posunout směrem nahoru. Pro tento účel se ukázala být vhodným řešením virtuální zem.



Obrázek 37: Neúplná pletysmografická křivka

Vybráno bylo zapojení virtuální země založené na speciálním OZ od firmy Texas Instrument s označením LM386N-1. Toto zapojení vymyslel Ing. Tomáš Klinkovský a bylo vybráno v rámci konzultace. Výstupem na OZ je rozdíl mezi potenciály na vstupních pinech se stejnosměrnou složkou rovnou polovině napájecího napětí, tedy 2,5 V. Operační zesilovač LM386N-1 má specifické zapojení vnitřní struktury a oproti operačnímu zesilovači OPA2336PA, má vyšší výstupní výkon, tudíž stabilně udržuje na výstupu napětí 2,5 V. Signál posunutý virtuální zemí je na Obrázek 39. [26]



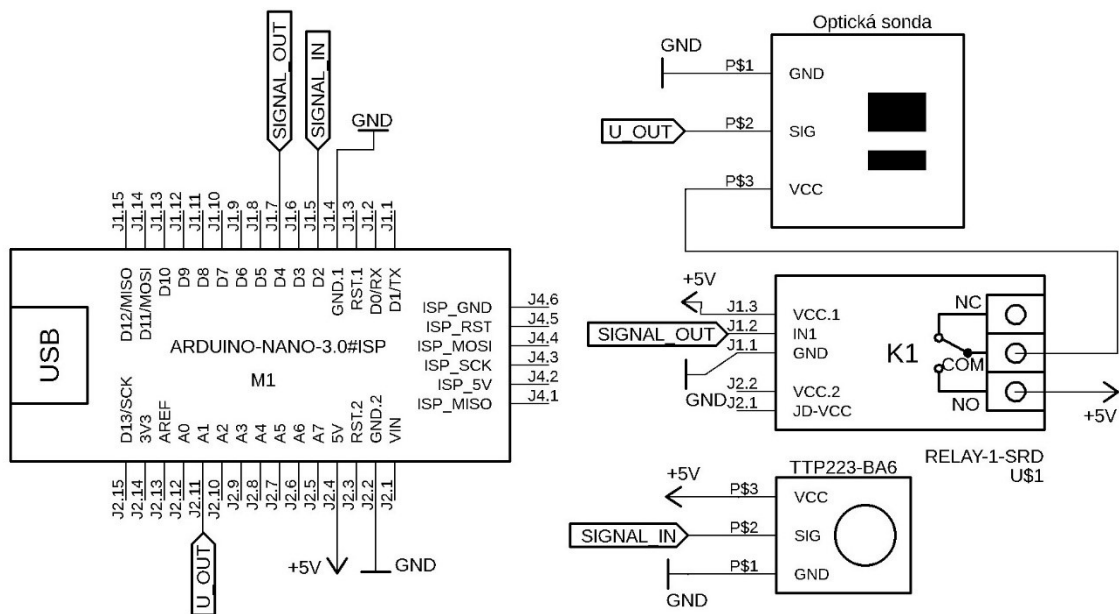
Obrázek 38: Virtuální zem – schéma



Obrázek 39: Úplná pletysmografická křivka

3.2.5 Spínání optické sondy

Poslední analogovou součástí senzoru je řízení napájení optické sondy. Samotný senzor bude připojený k počítači pomocí USB portu, kterým bude zajištěno napájení. Bylo by nevhodné, pokud by LED dioda svítila po celou dobu, co je senzor připojený k počítači. Proto byl pomocí kapacitního dotykového senzoru a relé ve spojení s modulem Arduino vytvořen jednoduchý obvod, který řídí napájení optické sondy. Zapojení jednotlivých částí je na Obrázek 40. Kladný pin +5 V je k optické sondě připojen přes relé. Ovládání relé je řízeno na základě dotyku kapacitního senzoru, kdy se s každým dotykem se změní stav relé, a to buď z rozepnuto na sepnuto nebo obráceně, čímž se zapne nebo vypne napájení optické sondy. Tento stav trvá do té doby, než se uživatel znovu dotkne kapacitního senzoru. [32]



Obrázek 40: Zapojení pro spínání optické sondy – schéma

Jako kapacitní dotykový senzor byla vybrána součástka s označením TTP223–BA6 od firmy LasKit a jako relé model KY–019 od firmy Songle. Obě součástky jsou kompatibilní s Arduinem a je možné je napájet napětím 5 V. Níže je přiložený programový kód z programovacího prostředí Arduino IDE. Jednotlivé řádky kódu jsou doplněny komentáři, které popisují významy jednotlivých příkazů.

Program načte dotykový senzor jako vstup a relé jako výstup. Na základě logické úrovně na dotykovém senzoru (HIGH = 1, LOW = 0), pošle při dotyku s kapacitním senzorem na pin č. 2 opačnou logickou hodnotu než tu, která tam do té doby byla, což způsobí změnu stavu relé (rozepnutí nebo sepnutí). Jelikož je napájení optické sondy (+5 V) zapojeno přes relé (v NO a COM vstupech), způsobí dotyk kapacitního senzoru zapnutí napájení optické sondy. Optická sonda je zapnutá do té doby, než se uživatel znovu dotkne kapacitního senzoru a změní tím hodnotu logické úrovně z 1 na 0, tím je programem dán relé příkaz k rozepnutí spojení. [27], [28]

```
int value = 0; //vytvoří integer "value" s hodnotou 0
int probeON = 0; //vytvoří integer "probeON" s hodnotou 0
int touched = 0; //vytvoří integer "touched" s hodnotou 0

void setup() { //inicializuje piny a sériovou linku, provede se jednou
  pinMode(2, INPUT); //nakonfiguruje pin č. 2 jako vstup (dotykový senzor)
  pinMode(4, OUTPUT); //nakonfiguruje pin č. 4 jako výstup (relé)
}

void loop() { //smýčka kódu, která se neustále opakuje
  value = digitalRead(2); //do proměnné "value" запише hodnotu z pinu č. 2

  if(value == HIGH && probeON == LOW) { /*jestliže je hodnota proměnné "value" rovna
1
    a zároveň je hodnota proměnné "probeON" rovna 0
    touched = 1-touched; //zapiše do proměnné "touched" 1 - „touched“
```

```

}

probeON = value;      //zapiše do proměnné "probeON" hodnotu proměnné "value"

if(touched == HIGH) {    /*jestliže je hodnota proměnné "touched" rovna 1
    digitalWrite(4, LOW);  zapiše se na pin č. 2 hodnota 0*/
}

else {                  /*jestliže je hodnota proměnné "touched" rovna 0
    digitalWrite(4, HIGH); zapiše se na port č. 4, kde je připojeno relé, hodnota 1*/
}
}

```

[29]

3.2.6 Hotový pletysmografický senzor

Po ověření funkčnosti sondy i analogového zpracování (Příloha 1) byla přes internet skrz webové stránky *plosnaky.cz*, objednána výroba desek plošných spojů. Deska optické sondy vytvořená v programu Eagle je v Příloha 2. Deska analogového zpracování byla zpracována oboustranně a je přiložena v Příloha 3. Vyleptané PCB byly osazeny součástkami, relé bylo k desce přišroubováno a Arduino bylo zasazeno do dutinkové lišty připájené k PCB. Aby nebyly pájené plošky v kontaktu s podkladem, byly použity distanční sloupky upevněné v rozích desky. Seznam použitých součástek je v Příloha 4. Jelikož byla vitrina, ve které měl být senzor umístěn vykradena, byl senzor umístěn do krabičky, do které byly vyřezány díry pro sklo, dotykový senzor a výstup USB viz Obrázek 41.



Obrázek 41: Hotový pletysmografický senzor

3.3 Digitální část

V následujících kapitolách je popsáno digitální zpracování pletysmografického signálu. Pro převod analogového signálu na digitální byl použit modul Arduino. Pro zobrazení a další práci se signálem bylo vybráno vývojové prostředí LabVIEW.

3.3.1 Arduino

Pro vzorkování signálu a napájení celého pletysmografického senzoru byl vybrán modul *Arduino Nano V3.0*. Tento modul disponuje rozhraním Mini-B USB, skrz které je možné Arduino napájet, programovat a posílat z něj na sériovou linku data. Další důležité vlastnosti modulu jsou uvedeny níže v Tabulka 4. [30], [31], [32]

Tabulka 4: Parametry modulu Arduino Nano V3.0

Procesor	ATmega328
Analogové porty	8 vstupních
Digitální porty	14 vstupně / výstupních
Napájení	Vin (6 – 12 V), 3,3 V, 5 V
A/D převodník	10 bit, 15 000 vz/s, rozsah napětí: 0 – Vcc

Skrz vývojové prostředí Arduino IDE, byl do mikroprocesoru ATmega328 nahrán zdrojový kód. Význam jednotlivých řádků zdrojového kódu je popsán komentáři. Princip, na základě, kterého je analogová hodnota napětí digitalizována a přivedena na sériovou linku, je popsán blokovým schématem na Obrázek 42. K odesílání hodnot napětí na sériovou linku byla použita funkce *Println()*, která posílá hodnoty jako textový řetězec *string*. Data jsou na sériovou linku posílána pouze tehdy, když se uživatel dotkne kapacitního senzoru (ve stavu kdy sonda není napájena), tím se zapne napájení sondy a začnou se posílat data na sériovou linku. Při opětovném dotyku s kapacitním senzorem se posílání dat zastaví a napájení sondy se přeruší. Maximální měřená hodnota je 5000 a spolu se znaky pro zalomení řádku */r/n* má tato hodnota 120 bitů. Vzorkování je nastaveno na rychlost 100 vz/s pomocí funkce *delay(10)*. To znamená, že byla třeba přenášet data rychlostí 12000 baudů. Proto byla rychlost sériové komunikace nastavena s rezervou na 19200 baudů.

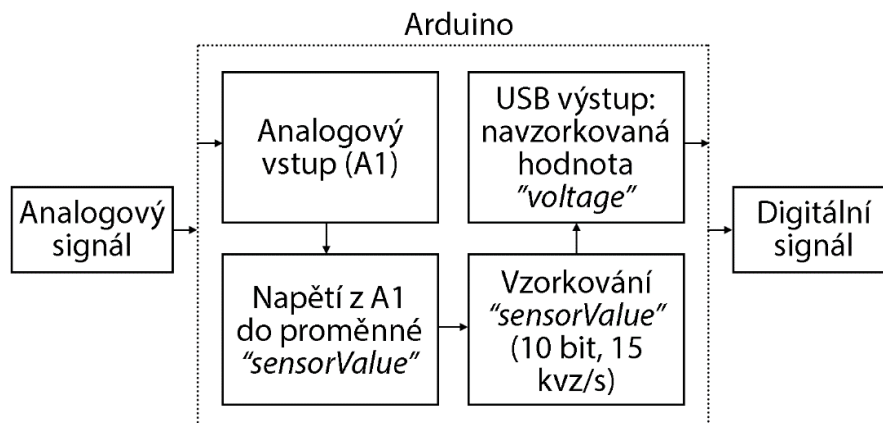
```
void setup() { //inicializuje piny a sériovou linku, provede se jednou
  Serial.begin(19200); //inicializuje sériovou komunikaci s rychlostí přenosu
  115200 bps
}
void loop() { //smyčka kódu, která se neustále opakuje
  int sensorValue = analogRead(A1); //do proměnné „sensorValue“ zapíše hodnotu
  z analogového pinu A1
  float voltage = sensorValue * (5000 / 1023); //do proměnné „voltage“ zapíše hodnotu
  napětí získanou výpočtem (max. měřená hodnota v mV se vydělí hodnotou bit rozlišení
  AD převodníku 10 bit)
```

```

    if(touched == HIGH) { // pokud sonda nesvítilí a uživatel se dotkne kapacitního
senzoru začnou se posílat data na sériovou linku (při dalším dotyku se posílání dat
zastaví)
    Serial.println(voltage); //na sériovou linku pošle získanou hodnotu napětí
}                               z proměnné „voltage“ jako string a zalomí řádek
}

```

[33]

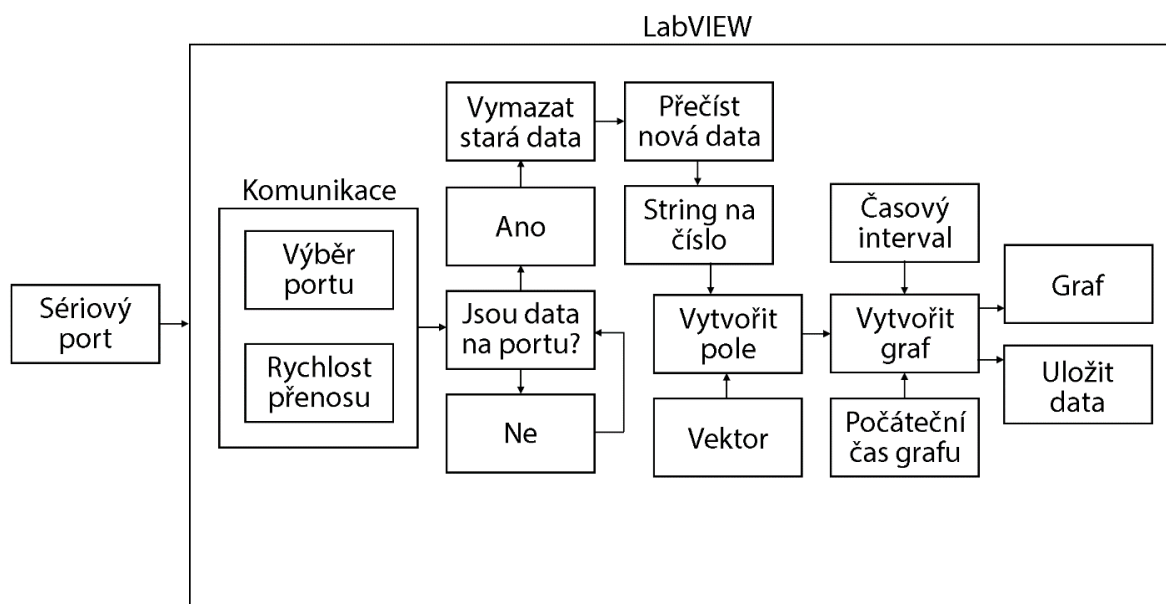


Obrázek 42: Blokové schéma A/D převodu

3.3.2 LabVIEW

K zobrazení naměřených dat v reálném čase bylo vybráno programovací a vývojové prostředí LabVIEW. Toto vývojové prostředí je produktem americké firmy National Instruments. Programovacím jazykem prostředí je tzv. G-jazyk (grafický jazyk), tvorba programů probíhá vybíráním a spojováním jednotlivých funkčních bloků. Prostedí LabVIEW je vhodné pro programování systémů pro měření a analýzu signálů, k programování robotů nebo k vizualizaci technologických procesů. [34]

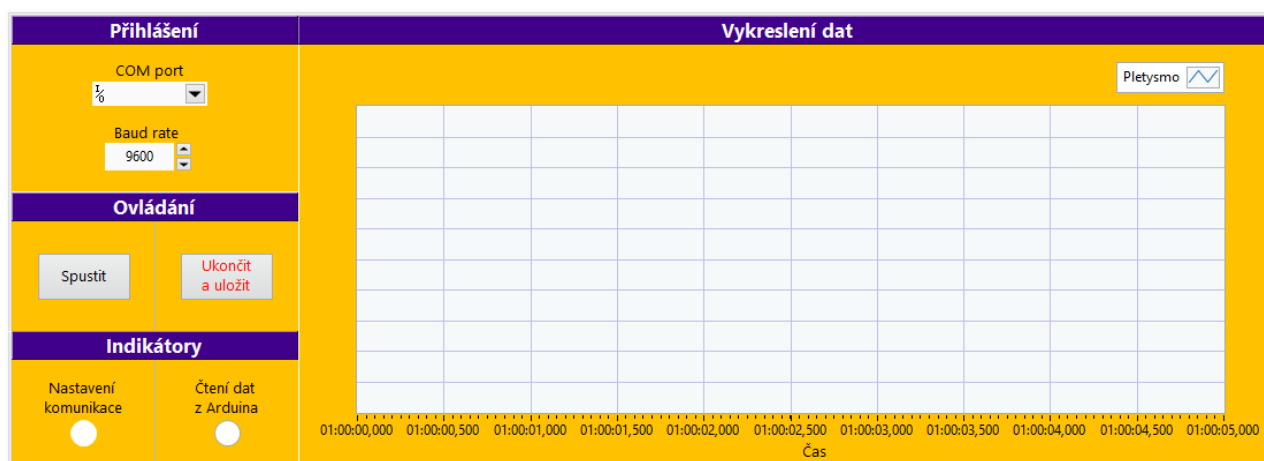
Pro zobrazení signálu z pletysmografického senzoru byl vytvořen v prostředí LabVIEW vizuální nástroj VI. Blokové schéma na Obrázek 43 popisuje proces zobrazení signálu v programu.



Obrázek 43: Blokové schéma popisující proces zobrazení signálu v programu PPG.vi

Front Panel

V okně *Front panel* se nachází uživatelské prostředí programu, kde uživatel nastavuje komunikaci a zobrazuje měřená data. Panel je rozdělen do čtyř oken. V levé části se nachází ovládací prvky a indikace měření a v pravé části je zobrazována pletysmografická křivka v grafu, jak je vidět na *Obrázek 44*. Funkce jednotlivých ovládacích prvků jsou popsány v kapitole *Testování* a její podkapitole *Finální optická sonda*.



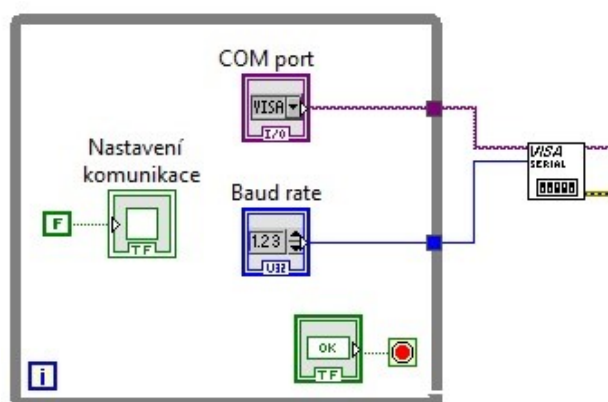
Obrázek 44: Front Panel programu PPG.vi

Block Diagram

Okno „*Block Diagram*“ slouží k tvorbě algoritmů programu. Jednotlivé funkční bloky jsou zde pospojovány a tvoří „programový kód“ vizuálního nástroje. Jako příloha k této práci je přiložen programový kód *PPG.vi*.

Kostru programu tvoří bloky ze složky *Instrument I/O*, a to *VISA Configure Serial Port*, *VISA Read* a *VISA Close*. Nejdříve je nastavena komunikace, dále je programem zkontrolováno, zda jsou na sériové lince data, ta data, která přišla před spuštěním měření jsou vymazána a aktuální data jsou zobrazena v grafu. [35]

Komunikace se sériovým portem je zajištěna pomocí bloku *VISA Configure Serial Port*. Uživatel nastavuje rychlost přenosu a vybírá sériový port. Cyklem *while* a tlačítkem *Spustit* je zajištěno, že program čeká na potvrzení vybraných parametrů sériové komunikace, a až pak opustí smyčku *while* a pokračuje dál. Indikátor *Nastavení komunikace* slouží k vizuální kontrole, že je komunikace se sériovou linkou nastavena.

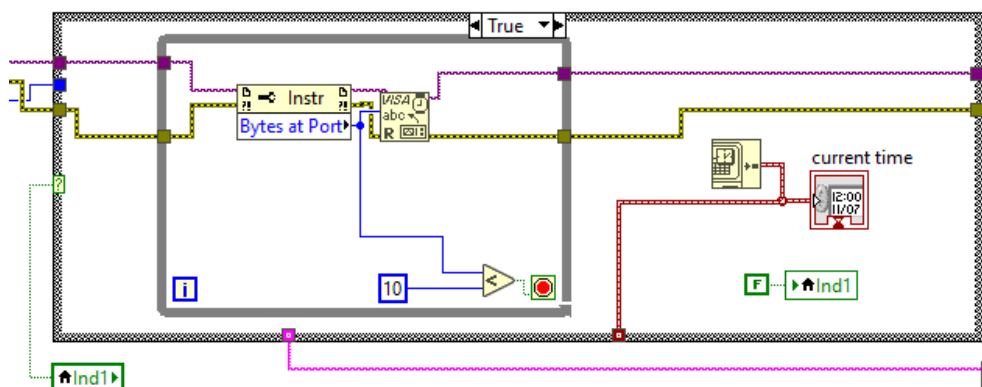


Obrázek 45: Nastavení sériové komunikace

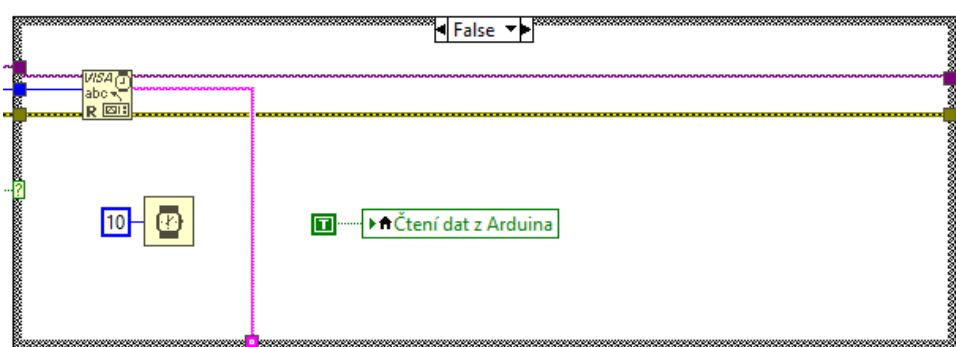
Zmáčknutím tlačítka *Spustit* se data ze sériové linky dostanou na blok *Bytes at Port*, kde se kontroluje, zda jsou na sériovou linku posílána data s počtem bajtů vyšším než šest. Hodnota šest je zde nastavena proto, že jeden vzorek z Arduina zabírá šest bajtů.

Po splnění této podmínky se druhá *Case Structure* přepne do stavu *True*. Zde je umístěna další *Case Structure*, kde ve smyčce *while* (rychlost, se kterou tato smyčka probíhá, je dána procesorem) dojde k vymazání všech hodnot, které se dostaly na sériový port dříve než bylo zmáčknuto tlačítko *Spustit* a k zapsání aktuálního času do indikátoru *current time*. Poté co je zde méně bajtů než 10 (jedna hodnota) se *Case Structure* přepne do stavu *false* a data jsou jako číselné hodnoty posílány dál, viz Obrázek 46.

V této struktuře je časovač *Wait* s konstantou 10, který zajistí, že se data ze sériové linky posílají jako *string* s rychlostí 100 Hz, jak je vidět na Obrázek 47. Pokud by zde časovač nebyl, program by fungoval normálně, ale indikátor, který ukazuje, že jsou data z Arduina zpracovávána by nesvítíl, jelikož by se data zpracovávala rychlostí danou procesorem, který je mnohem rychlejší než 100 Hz a indikující LED dioda by pouze občas problikla na velmi krátký čas, po který by procesor zpracovával data ze sériové linky.



Obrázek 46: Část block diagramu, kde dochází k vymazání hodnot ze sériové linky



Obrázek 47: Část block diagramu, kde jsou data ze sériové linky odesílána jako string

Hodnoty *string* jsou pomocí bloku *Decimal String To Number* konvertovány na číslo. Tato hodnota je vydělena 1000, aby v uloženém souboru nebyla čísla v řádu tisíců, ale jednotek. Tato hodnota společně s vektorem, který je generován jednorozměrným polem jsou spojeny do jednoho pole blokem *Build Array*. Vektor, který generuje jedničku je propojený skrz celý cyklus *while* pomocí *Shift registru*. Ten zajistí, že se jednička uloží do *Build Array* zvětší se o jedna a *Shift registrem* se vrátí na začátek jako číslo dva. Bez použití *Shift registru* by se do *Build Array* ukládala stále jednička.

Blok *Build Waveform* vytvoří výstup ve formě grafu. Parametr *Y* jsou data, která mají být vykreslena, parametrem *dt* je nastaven interval mezi sekundami na jednu setinu a do parametru *t0* je nastavena hodnota aktuálního času, kdy bylo měření spuštěno pomocí lokální proměnné *current time*. Výsledný signál je zobrazován v grafu. Pro parametr *waveform* je nastavena konstanta, která nastaví v grafu výchozí hodnotu na ose X jednu hodinu.

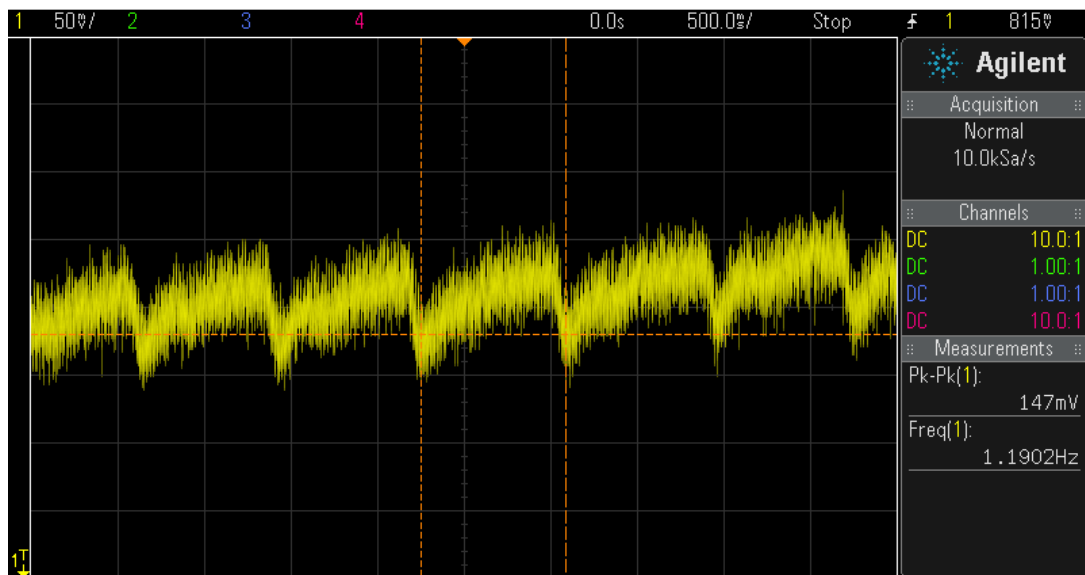
Pro uložení naměřených dat byl použit blok *Write To Measurement File*. Po stisknutí tlačítka *Ukončit a uložit* se všechna zobrazená data uloží do souboru s příponou *lvn*. Blokem *VISA Close* je při ukončení programu zastavena komunikace se sériovým portem. Pomocí *Property: Value* byly u tlačítek a indikátorů nastaveny výchozí hodnoty při spuštění programu. [36]

3.4 Testování

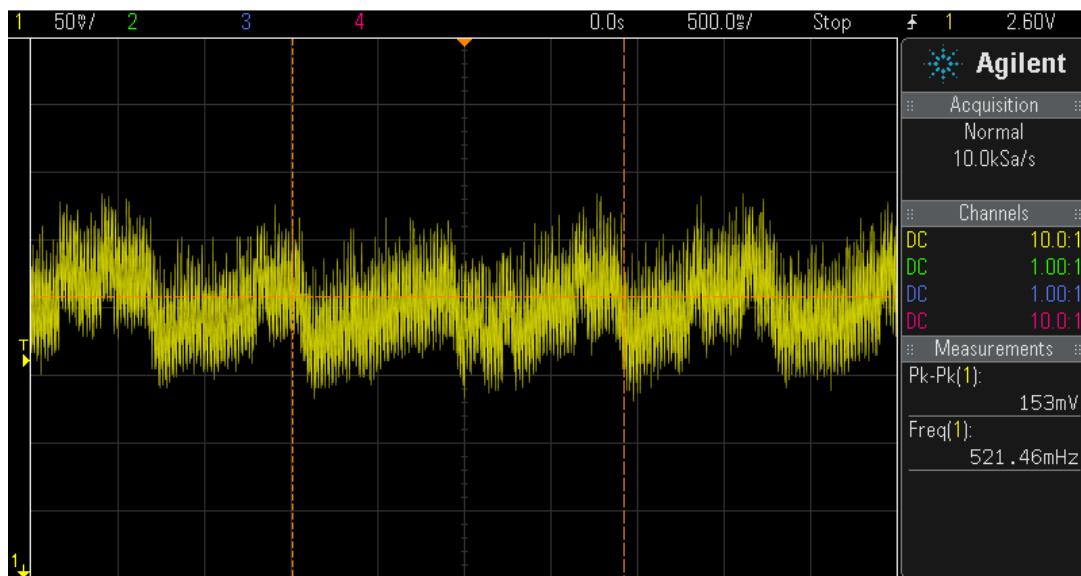
Pletysmografický senzor byl testován ve třech fázích. Nejprve byla měřena pletysmografická křivka na samotných optických sondách bez analogového zpracování, dále byla měřena s analogovým zpracováním, a nakonec bylo prováděno měření na finálním PPG senzoru.

3.4.1 Zkušební optická sonda

Byly vytvořeny tři optické sondy se zelenou, červenou a IR LED diodou. Na každé z nich byl změřen pletysmografický signál pomocí osciloskopu. Rezistor, připojený sériově za fotodiodou, na kterém byl měřen úbytek napětí, měl hodnotu 100 k Ω . Signály ze sondy se zelenou a červenou LED diodou jsou velmi podobné, viz Obrázek 48 a Obrázek 49. Lepší signál byl získán ze sondy se zelenou LED diodou, kde je signál méně zašuměný. Amplituda obou signálů je cca 150 mV.

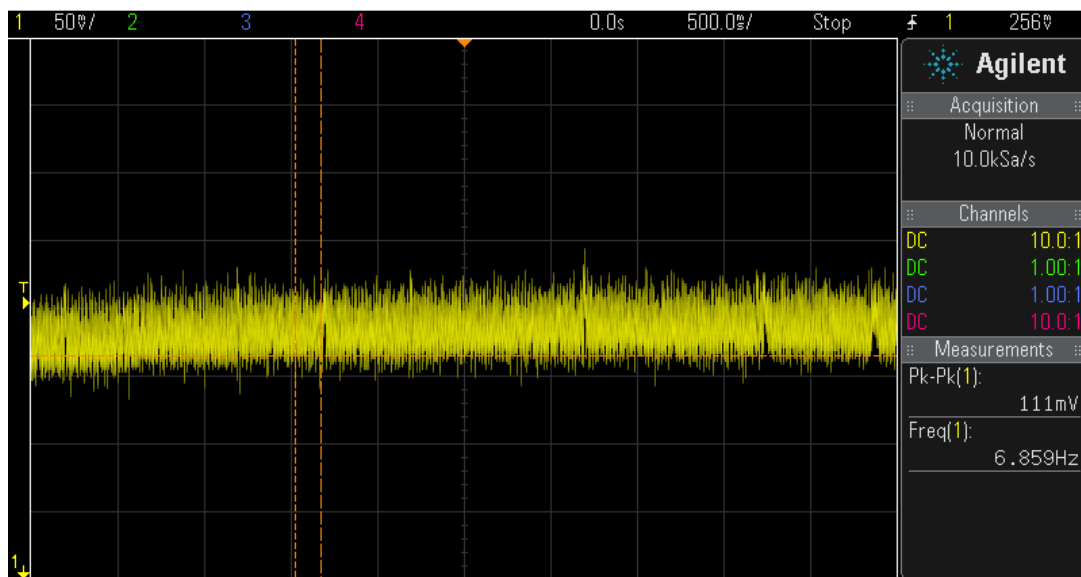


Obrázek 48: Pletysmografický signál ze sondy se zelenou LED diodou

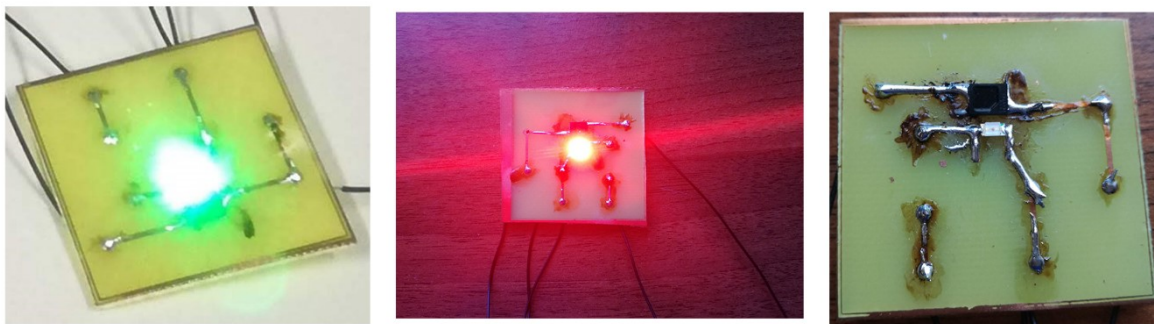


Obrázek 49: Pletysmografický signál ze sondy s červenou LED diodou

Signál byl rovněž měřen na sondě s IR LED diodou. Při měření na této sondě nebyl naměřen plethysmografický signál, ale pouze šum, jak je vidět na Obrázek 50. Důvodem, proč nebyl naměřen žádný signál je pravděpodobně nízká svítivost IR LED diody, viz srovnání svítivostí jednotlivých LED diod na Obrázek 51.



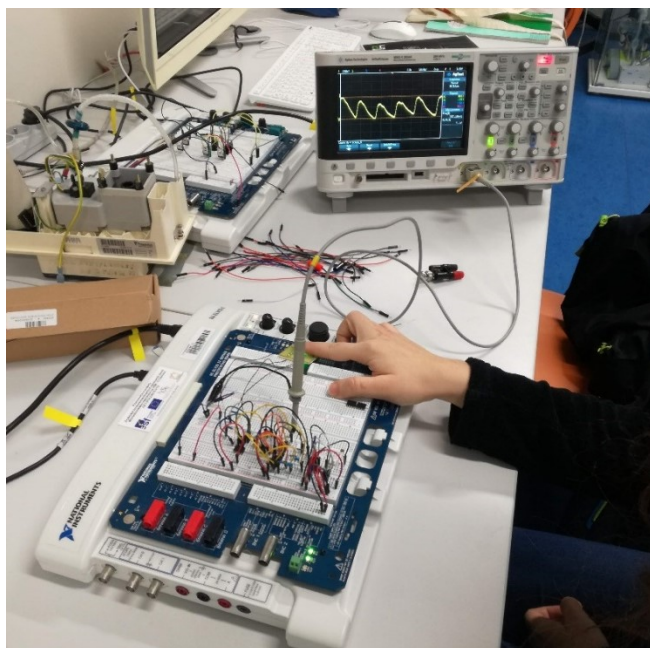
Obrázek 50: Pletysmografický signál ze sondy s IR LED diodou



Obrázek 51: Rozsvícené LED diody na optických sondách

Měření bez skla

Po ověření vhodnosti výběru zelené barvy měřením, bylo k optické sondě připojeno analogové zpracování signálu. Zapojení bylo realizováno na nepájivém poli, aby byla možná je případná modifikace. Nejprve bylo analogové zpracování zapojeno na malém nepájivém poli. Kvůli problému s nefunkční virtuální zemí, bylo zapojení přepojeno na nepájivé pole desky NI ELVIS II, kde už vše fungovalo správně, viz Obrázek 52.



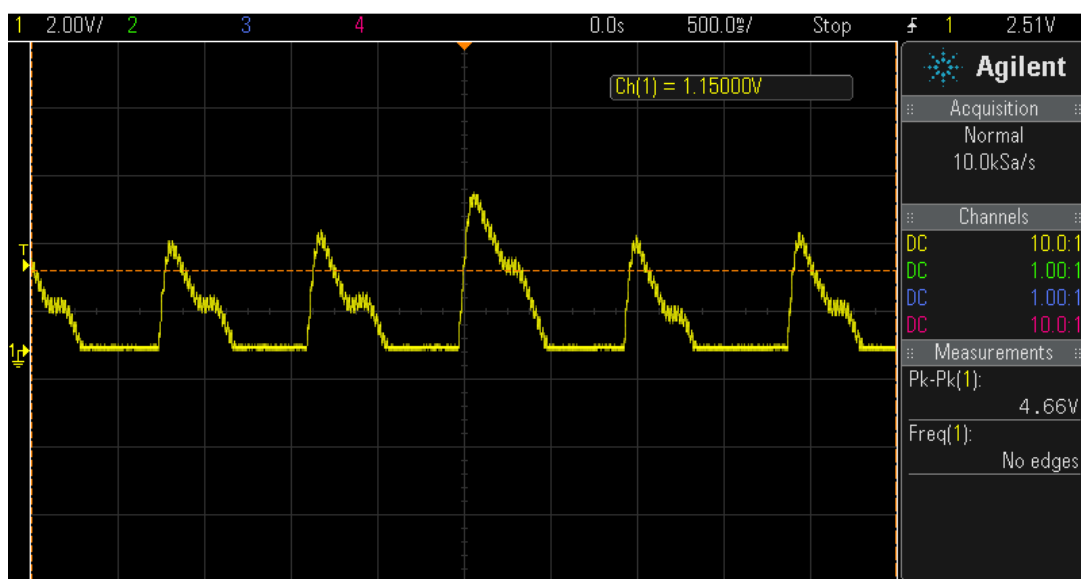
Obrázek 52: Měření pletysmografického signálu na zkušební sondě

Jelikož bylo třeba zjistit, jaká hodnota odporu je pro rezistor, na kterém vzniká úbytek napětí, vhodná, bylo otestováno několik různých hodnot od 10 k Ω do 300 k Ω . Měření bylo provedeno se zapojeným zesilovačem se zesílením 100. Z měření bylo zjištěno, že nejlepší signál byl získán s odporem 150 k Ω , přičemž amplituda signálu dosahovala 4,66 V, viz Obrázek 53. Vzhledem k tomu, že amplituda a tvar signálu je závislý na osobě, na které je prováděno měření byl vybrán rezistor s odporem 100 k Ω , kde se amplituda signálu pohybuje mezi 2,5 V a 4,5 V. Pletysmografická křivka

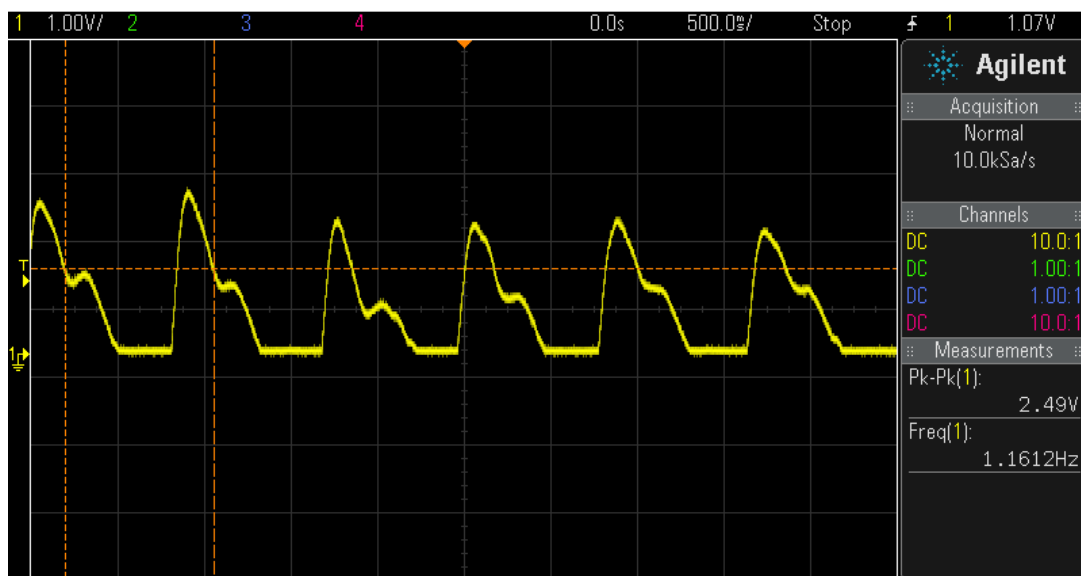
získaná s rezistorem 100 k Ω je na Obrázek 54. Amplituda signálu kolísá v závislosti na měřené osobě a prstu, na kterém je měření prováděno, při použití rezistoru 100 k Ω nepřekračuje hodnotu 5 V. Srovnání použitých hodnot rezistorů a naměřené amplitudy je v Tabulka 5.

Tabulka 5: Srovnání velikostí amplitud pletysmografického signálu v závislosti na hodnotě rezistoru za fotodiodou

Amplituda signálu	Hodnota rezistoru
0,81 V	10 k Ω
1,15 V	41 k Ω
1,81 V	50 k Ω
2,37 V	68 k Ω
3,02 V	100 k Ω
4,66 V	150 k Ω
4,8 V	200 k Ω
4,9 V	300 k Ω



Obrázek 53: Pletysmografický signál pro odpor 150 k Ω



Obrázek 54: Pletysmografický signál s odporem 100 k Ω

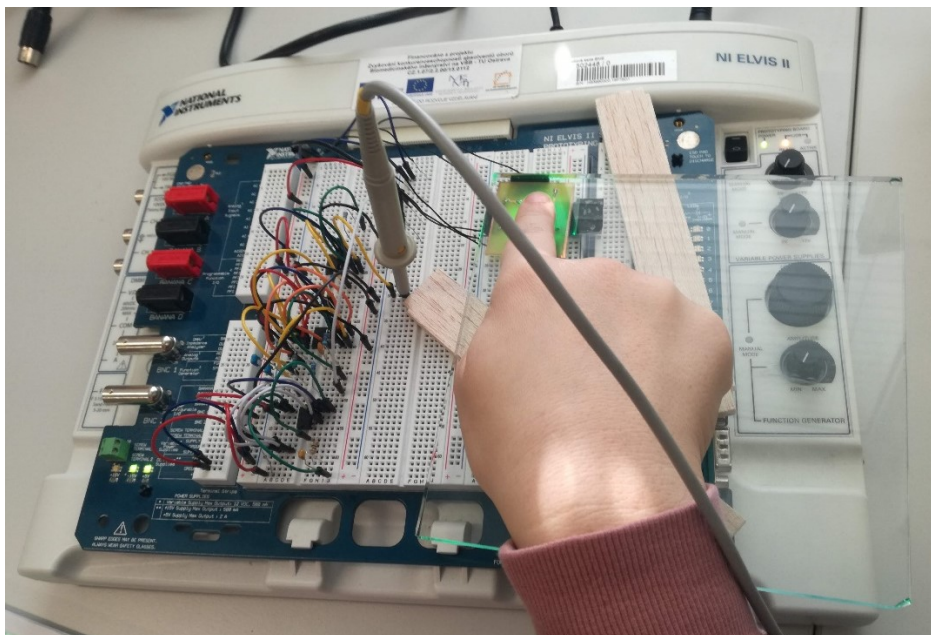
Měření se sklem

Po ověření funkčnosti celého zapojení bylo třeba zjistit, jakým způsobem ovlivňuje měřený signál sklo. Měření bylo prováděno na 6 mm tlustém čířém skle. Nejprve byla sonda volně položena pod sklo, měřený signál měl malou amplitudu a nebyl dobře čitelný, jak lze vidět na Obrázek 55.



Obrázek 55: Pletysmografický signál měřený přes sklo bez uchycení

Další měření bylo provedeno se sondou přilepenou ke sklu zespodu pomocí černé izolační pásky, viz Obrázek 56. Změřený plethysmografický signál měl dobrou velikost amplitudy, ale byl lehce zašuměný (pravděpodobně vlivem okolního světla), jak lze vidět na Obrázek 57. Stálost měřeného signálu také nebyla dostatečná, proto bylo provedeno měření se zakrytou vrchní stranou skla.

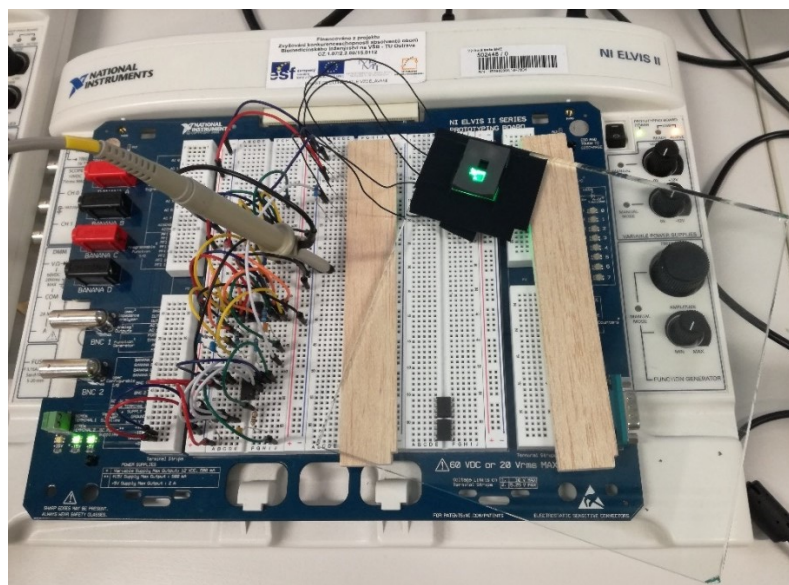


Obrázek 56: Měření pletysmografického signálu se sondou přilepenou ke sklu

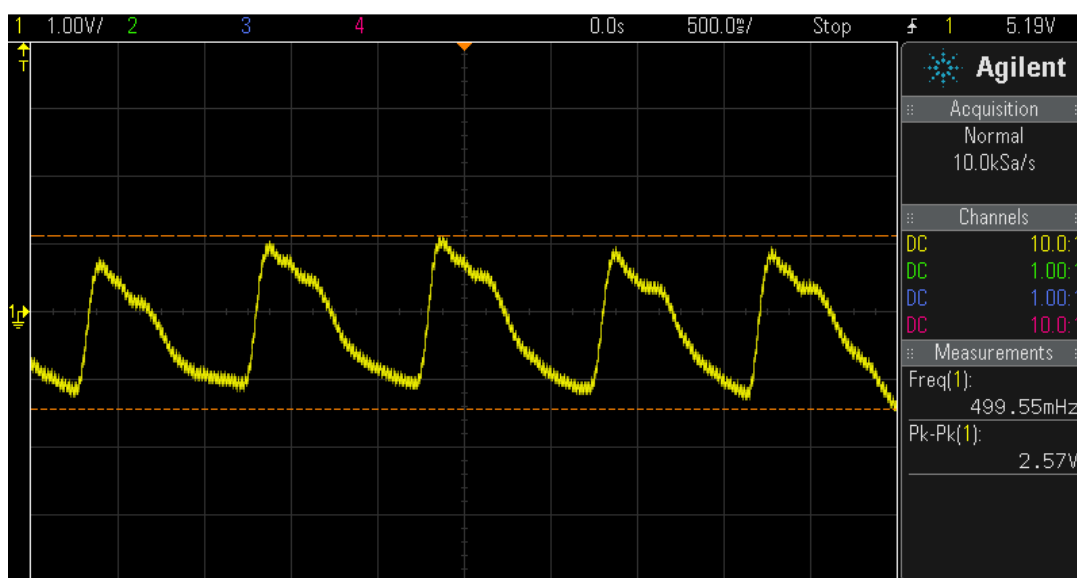


Obrázek 57: Pletysmografický signál měřený přes sklo se sondou přilepenou zespoda ke sklu

Zakrytí optické sondy bylo provedeno dvěma způsoby. Nejprve byl vyzkoušen pryžový náprstek nalepený na sklo, viz Obrázek 58. Měřený signál měl odpovídající tvar, ale nízkou amplitudu 0,5 V. K dosažení dostatečně vysoké amplitudy bylo potřeba zvětšit zesílení minimálně na 750 (Obrázek 59). Důvodem, proč byla amplituda měřeného signálu nízká, je vyšší vzdálenost měřeného prstu od skla (cca 1 až 2 mm). V této oblasti pravděpodobně došlo k zatlumení zpětně odraženého světla.



Obrázek 58: Měření pletysmografického signálu s pryžovým náprstkem



Obrázek 59: Pletysmografický signál měřený přes sklo s pryžovým náprstkem a zesílením 750

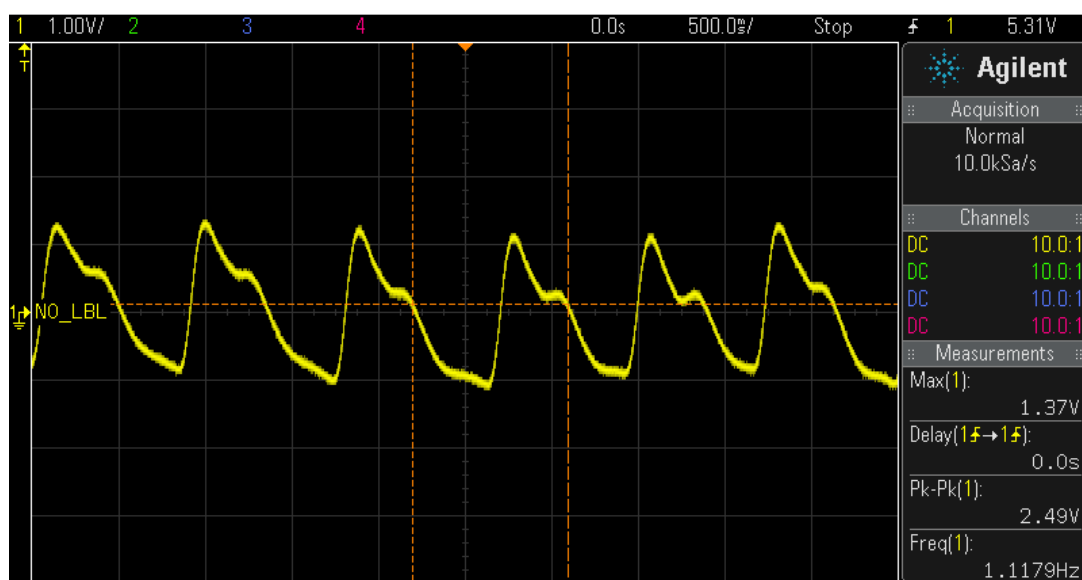
Jelikož měření s pryžovým náprstkem nepřineslo uspokojivé výsledky (nízká amplituda a potřeba vysokého zesílení), byl signál změřen se zakrytou vrchní stranou skla, v oblasti sondy kromě místa s fotodiodou a zelenou LED diodou, pomocí černé izolační pásky, jak je vidět na Obrázek 60. Měřené signály z takto zakryté sondy, měly konzistentní charakter a amplituda se pohybovala kolem 3 V, viz Obrázek 61. Bylo vyzkoušeno také vyšší zesílení, konkrétně 160, 200, 240 a 300 viz Tabulka 6. Při zesílení 300, amplituda signálu dosahovala 5,2 V a signál byl neúplný, jak ukazuje křivka na Obrázek 62. Jako vhodné zesílení (dobrá čitelnost signálu a rezerva amplitudy pro měření u jiných osob) se ukázala být hodnota 100, kdy se amplituda signálu pohybovala mezi 2,5 V až 3 V.

Tabulka 6: Srovnání velikosti amplitudy pletysmografického signálu v závislosti na velikosti rezistoru R_4 určující hodnotu zesílení

Amplituda signálu	Hodnota rezistoru R_4
2,49 V	100 k Ω
2,93 V	160 k Ω
3,5 V	200 k Ω
4,8 V	240 k Ω
5,2 V	300 k Ω



Obrázek 60: Optická sonda zakrytá černou lepicí páskou



Obrázek 61: Pletysmografický signál měřený přes sklo s oblepenou sondou zvrchu a se zesílením 100



Obrázek 62: Pletysmografický signál měřený přes sklo s oblepenou sondou zvrchu a se zesílením 300

3.4.2 Finální optická sonda

Měření s hotovým pletysmografickým senzorem bylo prováděno se sondou přilepenou ke sklu zespu a oblepením černou izolační páskou z vrchu, viz Obrázek 63Obrázek 63.



Obrázek 63: Hotový pletysmografický senzor připojený k notebooku

Uživatelské prostředí

Ovládání programu *PPG.vi* je rozděleno do tří částí. V sekci *Přihlášení* uživatel vybírá sériový port, ke kterému je připojen pletysmografický senzor a nastavuje rychlost komunikace. Rychlost komunikace je pro správné zobrazení signálu třeba nastavit na 19200 baudů (stejná hodnota je také naprogramovaná v Arduinu).

V sekci ovládání uživatel spustí měření tlačítkem *Spustit*. Pomocí tlačítka *Ukončit a uložit* se ukončí běh programu a uživatel je vyzván, aby vybral složku, do které chce naměřená data uložit. Naměřená data jsou uložena v souboru s příponou *lvm*, kterou lze otevřít v poznámkovém bloku. Spouštění nebo zastavení vykreslování grafu je ovládáno dotyky uživatele s kapacitním senzorem.

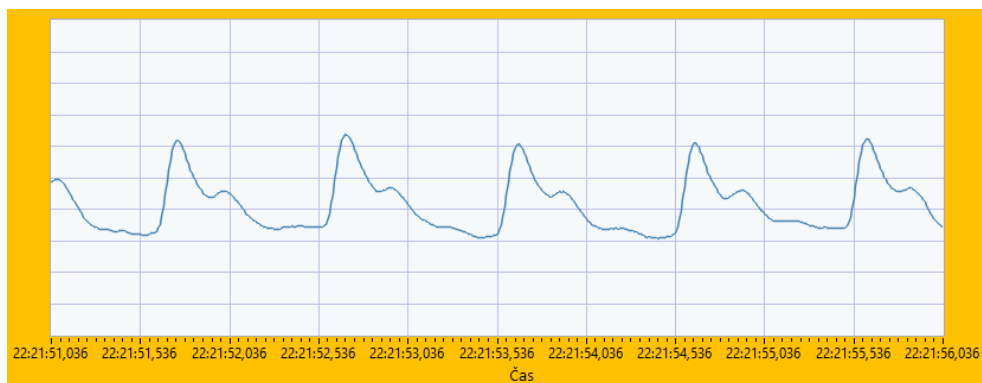
V sekci *Indikátory* jsou umístěny dvě LED diody, které informují uživatele o stavu měření. LED dioda vlevo se rozsvítí po zmáčknutí tlačítka *Spustit*, kdy se nastaví komunikace. Pravá LED dioda svítí tehdy, když jsou na sériovou linku posílána data.



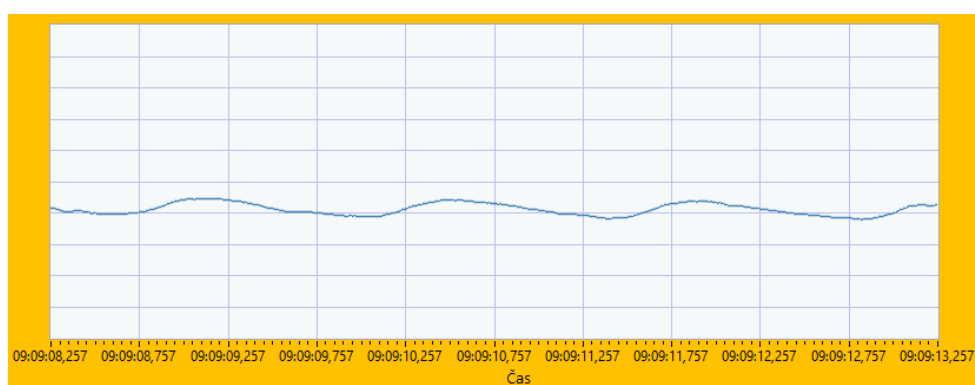
Obrázek 64: Ovládací prvky

Srovnání osob

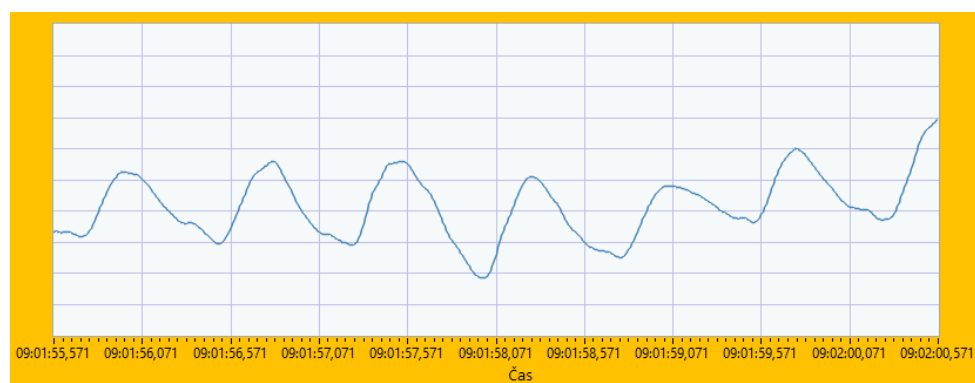
Měření bylo prováděno na pěti osobách ve věkovém rozpětí 22 až 89 let na pravém ukazováčku. Z výsledků měření bylo zjištěno, že na pletysmografický signál mají významný vliv tyto faktory: tloušťka a tvrdost pokožky, věk testované osoby a vitalita cév. Na Obrázek 65 je signál z prstu 23leté osoby, je zde dobře patrný dikrotický zářez a amplituda signálu je slušná. Nejslabší signál byl naměřen u nejstarší osoby, 89 muž viz Obrázek 66. Je zde vidět pouze náznak pletysmografické křivky. Nízká amplituda signálu je dána vysokým věkem osoby, tvrdou pokožkou a nárůstkem na prstu vzniklým v důsledku řezného zranění. Druhá nejstarší osoba prodělala embolii plic a trpí záněty cév, na Obrázek 67 je vidět nepravidelnost křivky, která je pravděpodobně ovlivněna těmito zdravotními obtížemi.



Obrázek 65: Signál z pravého ukazováčku 23 let staré osoby



Obrázek 66: Signál z levého ukazováčku 89 let staré osoby

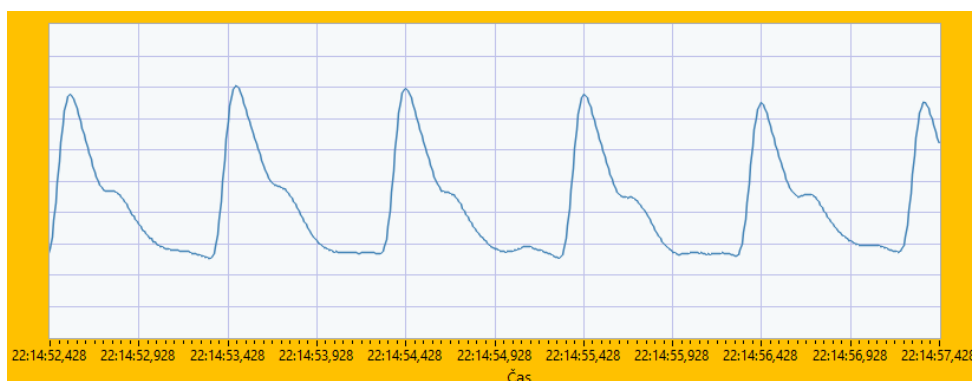


Obrázek 67: Signál z pravého ukazováčku osoby, která prodělala zánět cév a plicní embolii

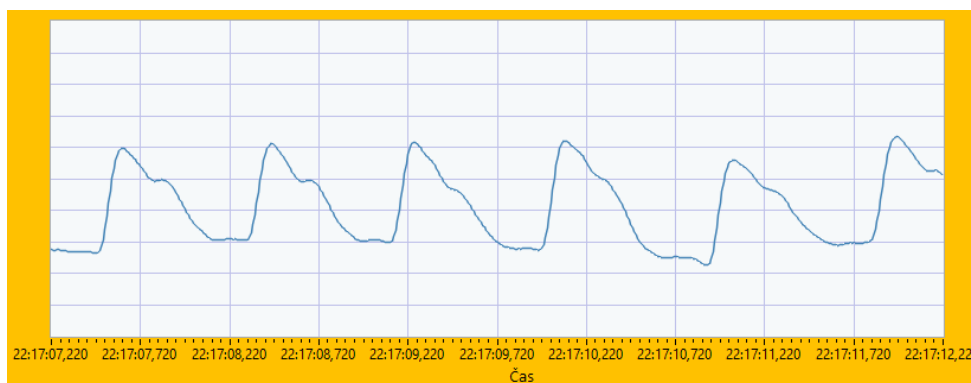
Srovnání prstů

Dalším měřením, které bylo provedeno je srovnání signálu z jednotlivých prstů měřené osoby. Bylo zjištěno, že zde neplatí stranová symetrie (u některých prstů), tedy že signál například na obou palcích bude velmi podobný. Na Obrázek 68 je signál z levého palce kde signál dosahuje vyšší amplitudy a má hezčí křivku, než signál na Obrázek 69 z pravého palce. Rozdíl v signálech je pravděpodobně způsobený tím, že testovaná osoba měla sloupnutou svrchní vrstvu pokožky na levém

palci díky čemuž, světlo z LED diody snadněji pronikalo do cévního řečiště a zpětně odražené světlo bylo méně absorbováno pokožkou než u pravého palce.



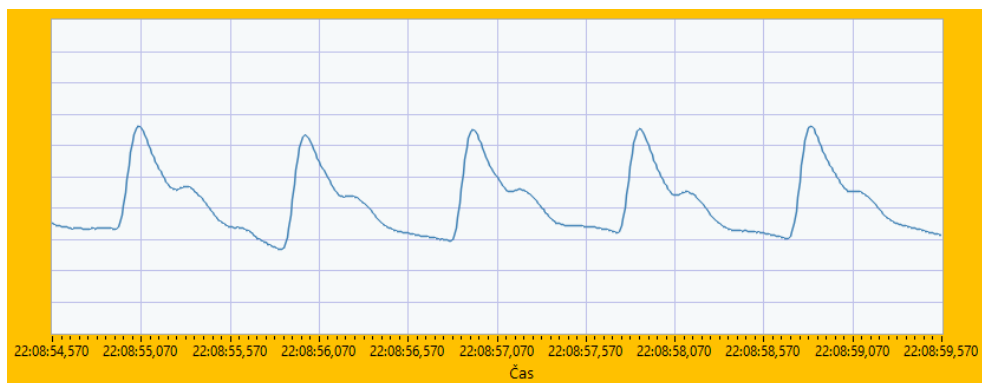
Obrázek 68: Levý palec



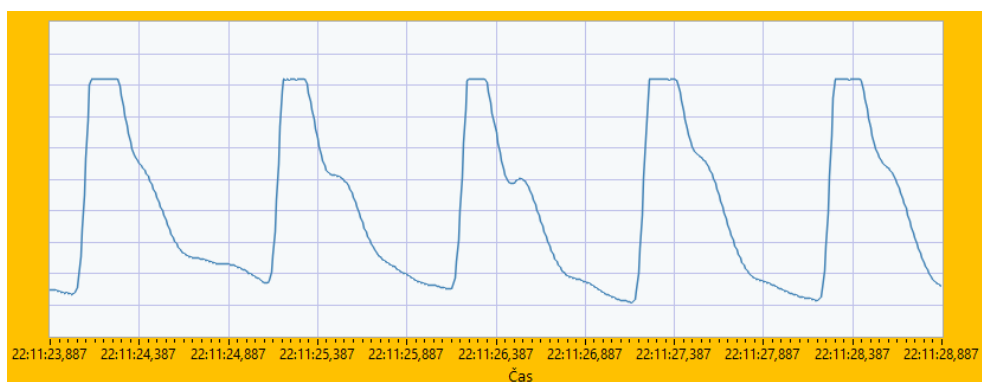
Obrázek 69: Pravý palec

Tlak na sklo

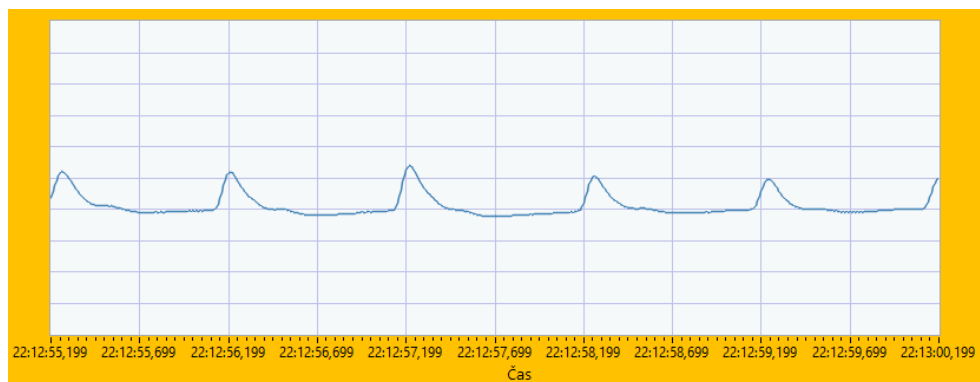
Při testování byly zjištěny dva hlavní faktory ovlivňující amplitudu měřeného signálu, a to tloušťka pokožky a tlak, který je vyvíjen na měřenou osobou na sklo. Střední tlak na sklo způsoboval vyšší amplitudu signálu (někdy byla amplituda přes rozsah zesilovače a signál tak byl uříznutý, viz Obrázek 71), naopak při vysokém tlaku docházelo k zatlumení signálu. Srovnání nízkého, středního a vysokého tlaku na sklo při měření je na Obrázek 70, Obrázek 71 a na Obrázek 72. Signál byl měřen na levém ukazováčku.



Obrázek 70: Nízký tlak na sklo



Obrázek 71: Vyšší tlak na sklo



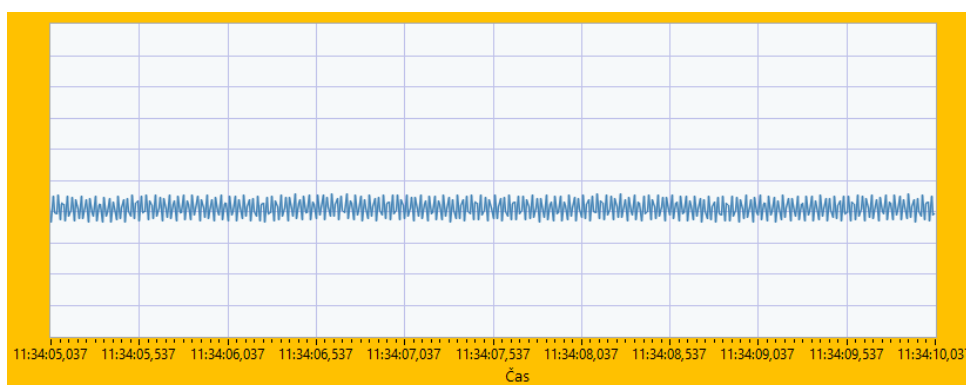
Obrázek 72: Vysoký tlak na sklo

Ověření kvality snímání

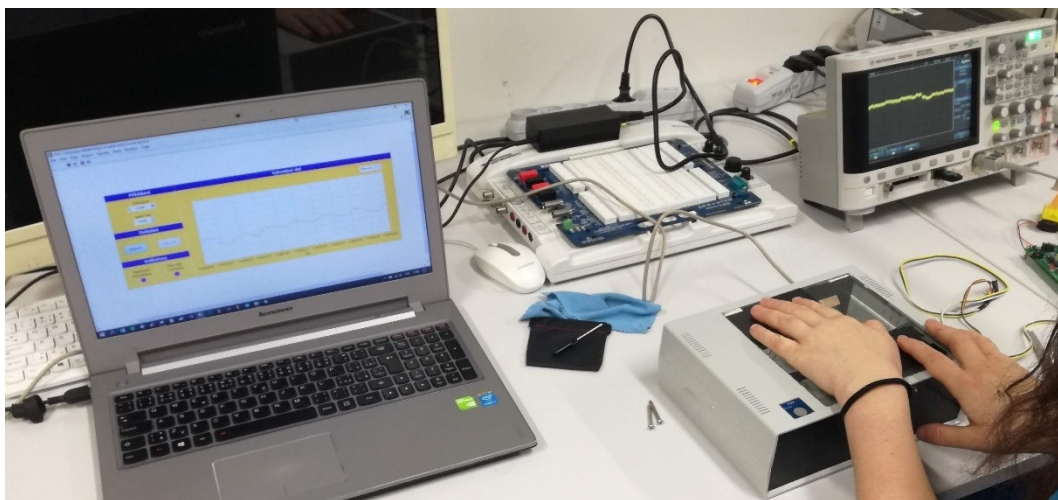
Bylo třeba verifikovat kvalitu měřeného signálu. Pro tento účel byl vybrán tester pulzních oxymetrů *Fluke SPOT light SpO2 tester* a reflexní pletysmograf *Physiolab PPG-Kit V2.4*. Měřený signál se pomocí testeru nepovedlo ověřit. Tester je určený pro snímání transmisní pletysmografie, a navíc umělý prst, kterým disponuje vyzařuje červenou barvou, což se mísí se zelenou barvou, kterou vyzařuje LED dioda v sondě. Po přiložení umělého prstu na sklo byl pletysmografickým senzorem naměřen

pouze šum viz Obrázek 73. Zelená a červená LED dioda se navzájem rušily a nebylo možné LED diody umělého prstu nasměřovat přesně na fotodiodu.

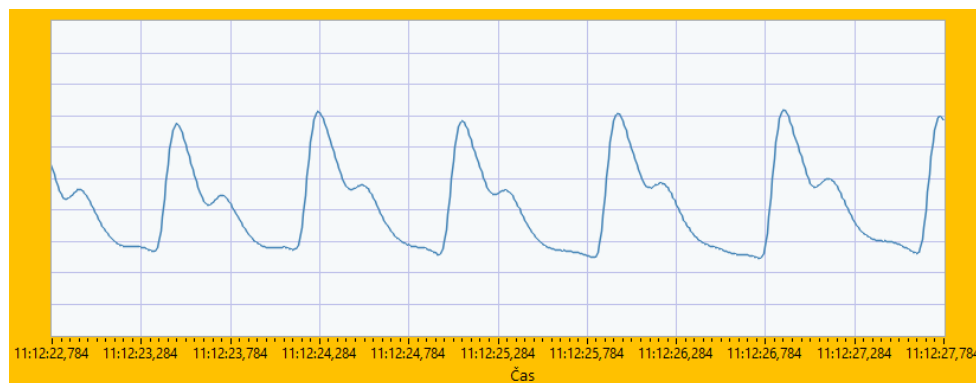
Další testování proto bylo provedeno na vývojovém kitu *Phisiolab PPG-Kit V2.4*. Filtr DP byl nastaven na frekvenci 10 Hz, filtr HP na frekvenci 0,3 Hz a výstup senzoru byl připojen k osciloskopu. Součástí tohoto kitu je optická sonda s pryžovým náprstkem. Měření bylo prováděno tak, že testovaná osoba měla položený levý ukazováček na sondě zkonstruovaného senzoru a pravý na sondě Phisiolabu, přičemž obě sondy byly umístěny pod sklem a oblepeny páskou, jak je vidět na Obrázek 74. Aby bylo měření časově synchronní přiložila testovaná osoba prst na senzor ve stejný čas a zastavení měření bylo také provedeno najednou. Porovnání naměřených křivek na ukazováčcích testované osoby je na Obrázek 75 a Obrázek 76. Dle provedeného srovnání zkonstruovaný pletysmografický senzor podává konstantní výsledky a je vhodný k měření pletysmografického signálu přes sklo.



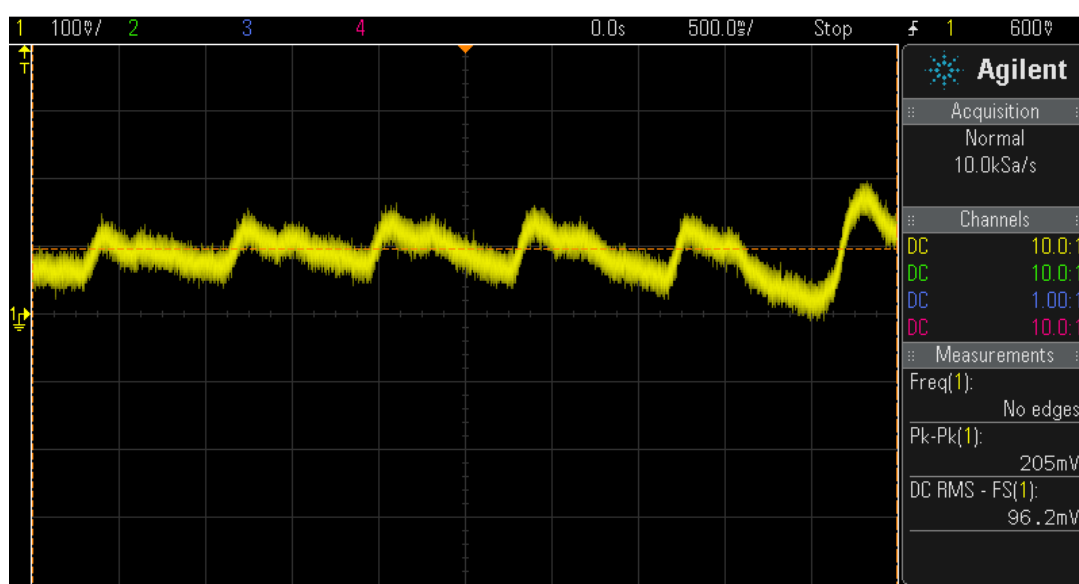
Obrázek 73: Pletysmografický signál z měření na umělém prstu testeru Fluke



Obrázek 74: Testování senzoru porovnáním s vývojovým kitem Phisiolab



Obrázek 75: Signál ze zkonstruovaného senzoru



Obrázek 76: Signál z vývojového kitu Phisiolab

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo sestavit pletysmografický senzor vhodný pro měření do vitríny, se SW umožňující zobrazení a hodnocení naměřených dat. V závěru rešerše jsem si stanovil dvě hlavní otázky, na které by měla bakalářská práce odpovědět, a to, jestli je zelená LED dioda vhodná pro měření reflexní pletysmografie, a jak dobře lze pomocí této metody měřit přes vitrinové sklo.

Nejprve jsem sestavil tři zkušební sondy se zelenou, červenou a IR LED diodou. Na rezistoru zapojeném v sérii za fotodiodou jsem měřil úbytek napětí. Nejvhodnější hodnotou pro tento rezistor se na základě měření ukázal být odpor 100 k Ω . Sonda se zelenou LED diodou poskytovala nejlepší signál.

V analogové části jsem ze signálu odfiltroval rušivé frekvence pomocí aktivních filtrů 2. řádu horní a dolní propusti. Invertujícím zesilovačem jsem signál otočil a zesílil o hodnotu 100 a pomocí zapojení virtuální země, založené na OZ LM386, signál posunul o 2,5 V tak, aby byl vidět celý. K napájení senzoru a možnosti připojení k počítači jsem vybral modul Arduino Nano. Tento modul poskytuje napájecí napětí 5 V (na které jsem celé zapojení dimenzoval) a je možné jej napájet přes USB. Aby LED dioda nesvítila celou dobu, kdy je Arduino připojeno k počítači, jsem z relé, a dotykového senzoru sestavil jednoduchý obvod, kterým se spíná její napájení.

Pro SW zpracování signálu jsem použil vývojové prostředí LabVIEW. V Arduinu, které obsahuje 10bit analogově digitální převodník, jsem vytvořil programový kód, ve kterém je nastaveno vzorkování signálu a odesílání digitálních hodnot na sériovou linku a také spínání optické sondy pomocí kapacitního senzoru. V LabVIEW jsem vytvořil nové VI, ve kterém jsem pomocí bloků *VISA* a *Build Graph* zobrazil v reálném čase měřená data v grafu. Do programu jsem zakomponoval indikátory signalizující měření a nastavení komunikace a pomocí bloku *Write To Measurement File* jsem nastavil ukládání naměřených dat do souboru.

Jelikož senzor nešlo dát do vitríny, zakoupil jsem plastovou krabičku a upravil ji. Optickou sondu jsem připevnil ke sklu zespodu a z vrchu ji zakryl černou páskou. Sklo a dotykový senzor jsem umístil do vyřezaných otvorů ve vrchní části krabičky. Vývod kabelu USB připojeného k Arduinu jsem umístil na zadní stranu.

Při testování jsem vyzkoušel různé způsoby měření pletysmografického signálu přes sklo. Měřil jsem se sondou, s i bez připevnění na sklo a vyzkoušel jsem různé způsoby zakrytí vrchní strany. Jako nejlepší řešení se ukázalo být oblepení okolí LED diody a fotodiody ze, shora a připevnění sondy zespodu ke sklu. Takto zakrytá sonda měla při měření konzistentní výsledky bez rušivých vlivů okolního světla.

Signál jsem měřil na pěti osobách různého věku a pohlaví. Jako zásadní se pro kvalitu signálu ukázala být tloušťka a tvrdost pokožky. Kvalitu měření zkonstruovaným senzorem jsem otestoval na vývojovém kitu *Physiolab PPG-Kit V2.4*, který má sondu pro reflexní pletysmografii. Synchronizovaně jsem měřil na obou senzorech zároveň na stejné osobě přes sklo. Z výsledných křivek je zřejmé, že zkonstruovaný pletysmograf měří lépe než vývojový kit *Physiolab PPG-Kit V2.4*, který nemá nastavitelné zesílení signálu. Tímto testováním jsem si potvrdil, že zkonstruovaný senzor měří správně a je vhodný pro měření přes sklo.

Cíle vytyčené v rešerši jsem touto prací splnil. Ověřil jsem si, že zelená LED dioda je dobrou volbou pro reflexní pletysmografii a zkonstruoval senzor schopný měřit pletysmografický signál v reálném čase přes čiré sklo.

Na tuto práci by se dalo navázat především vylepšením SW části. Možným vylepšením by mohla být detekce vrcholů pulzní vlny a výpočet tepové frekvence. Také by se daly detekovat dikrotické zářezy, u kterých by se měřila jejich relativní výška vzhledem pulzní vlně. K modulu Arduino by bylo možné připojit další senzory snímající bioelektrický signál jako je EKG a tlakoměr. Měřená data ze senzorů by se pak mohla společně vyhodnocovat a vzájemně verifikovat.

Seznam literatury

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. (175 s. - 182 s.). ISBN 978 80 248-3107-7.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. (267 s. - 277 s.). ISBN 80-248-0751-3.
- [3] PORT, Martin. *Čtyřelektrodový impedanční pletysmograf* [online]. Brno, 2014, 95 s. (9 s. - 13 s.) [cit. 2020-01-02]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/31513>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Milan Chmelař.
- [4] SIDOROV, Igor S., Roman V. ROMASHKO, Vasily T. KOVAL, Rashid GINIATULLIN a Alexei A. KAMSHILIN. Origin of Infrared Light Modulation in Reflectance-Mode Photoplethysmography. *Plos One* [online]. 2016, **2016**, 1/11 - 11/11 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1371/journal.pone.0165413. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=91030e3e-c2b4-48d3-81ee-ec84c9e0adb2%40sdc-v-sessmgr01>
- [5] LEE, Jihyoung, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROFLE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison Between Red, Green and Blue Light Reflection Photoplethysmography for Heart Rate Monitoring During Motion. In: *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS* [online]. Osaka, Japan, 2013, 1724 - 1727 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.3758/s13428-012-0312-z.
- [6] MAEDA, Y., M. SEKINE, T. TAMURA, A. MORIYA, T. SUZUKI a K. KAMEYAMA. Comparison of Reflected Green Light and Infrared Photoplethysmography. In: *30th Annual International IEEE EMBS Conference* [online]. Vancouver, British Columbia, Canada, 2008, 2270 - 2272 [cit. 2019-11-19].
- [7] SPICHER, Nicolai, Tyler LOVELACE a Markus KUKUK. *Feasibility of Photoplethysmography Imaging of the Sole of the Foot*. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8438656>
- [8] KAMSHILIN, Alexei A., Oleg V. MAMONTOV, Vasily T. KOVAL, Grigory A. ZAYATS a Roman V. ROMASHKO. Influence of a skin status on the light interaction with dermis. *BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS* [online]. 2015, **2015**(Vol. 6, 11), 4326 - 4334 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1364/BOE.6.004326. Dostupné z: http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=5&SID=E1NSPjOPopCHUKRanPh&page=1&doc=1

- [9] VOLNÝ, Daniel. *Fotoplethysmografie s využitím zeleného světla* [online]. 17. listopadu 2172/15 708 00 Ostrava-Poruba, 2018 [cit. 2019-07-10]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/128570>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Martin Černý.
- [10] KAMSHILIN, Alexei A., Ervin NIPPOLAINEN, Igor S. SIDOROV, Petr V. VASILEV, Nikolai P. EROFEEV, Natalia P. PODOLIAN a Roman V. ROMASHKO. A new look at the essence of the imaging photoplethysmography. *Nature* [online]. 2015, **2015**, 1 - 9 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1038/srep10494. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/srep10494>
- [11] VIZBARA, V., A. SOLOŠENKO, D. STANKEVIČIUS a V. MAROZAS. Comparison of green, blue and infrared light in wrist and forehead photoplethysmography. In: *Biomedical Engineering Institute, Kaunas University of Technology, Lithuania* [online]. Kaunas University of Technology, Lithuania, 2013, 78 - 81 [cit. 2019-11-19].
- [12] VOLYNSKY, M. A., O. V. MAMONTOV, I. S. SIDOROV a A. A. KAMSHILIN. Pulse wave transit time measured by imaging photoplethysmography in upper extremities. In: *International Conference of Photonics and Information Optics* [online]. Saint Petersburg, 197101, Russia, 2016, 1 - 5 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1088/1742-6596/737/1/012053.
- [13] ABU-KHALAF, Jumana M. a Stephen A. MASCARO. Effects of Wavelength and Optical Path Length in Design of Fingernail Touch Force Sensing. *IEEE SENSORS JOURNAL* [online]. 2013, **2013**(VOL. 13, 2), 807 - 815 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1109/JSEN.2012.2227710. Dostupné z: http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=1&SID=E1NSPjOPopCHUKRanPh&page=1&doc=1
- [14] DEDEK, Václav. *Univerzální modul pro měření Oxymetrie*. Ostrava, 2012. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Michal Prauzek, Ph.D.
- [15] KA-2214ZGS-G datasheet. In: *TME: Electronic Components* [online]. Poland: Transfer Multisort Elektronik, 13 June 2018 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.tme.eu/Document/1a5b84f2a06da0c68f9a5cc4e080965b/KA-2214ZGS-G.pdf>
- [16] GT-M50503R620-0 datasheet. In: *SvětSoučástek.cz* [online]. Úžice: Radio plus, spol. s r.o., ©2013-2020, 1. ledna 2016 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.svetsoucastek.cz/>
- [17] LL-S150IRC-2A datasheet. In: *TME: Electronic Components* [online]. Poland: Transfer Multisort Elektronik, 5 December 2005 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.tme.eu/Document/055ef52d4de9faed8007b57c5c8d5465/LL-S150IRC-2A.pdf>
- [18] VEMD5510CF datasheet. In: *Vishay* [online]. United States: Vishay Intertechnology, 2018 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.vishay.com/docs/84387/vemd5510cf.pdf>

- [19] VEMD5110X01 datasheet. In: *Vishay* [online]. United States: Vishay Intertechnology, 2018, 4 September 2014 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.vishay.com/docs/84204/vemd5110x01.pdf>
- [20] KOUTNÝ, Jaroslav a Ivo VLK. Fotodioda. *Elektronická učebnice* [online]. Olomoucký kraj: Railsformers, 2014 [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/611>
- [21] HÁJEK, Karel a Jiří SEDLÁČEK. *Kmitočtové filtry*. Praha: BEN - technická literatura, 2002, 535 s. (242 s. - 245 s.). ISBN 80-7300-023-7.
- [22] OPA2336P datasheet. In: *Texas Instruments* [online]. Texas: Texas Instruments Incorporated, ©1995-2020, January 2005 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa336.pdf>
- [23] SVIRIDOVA, Nina a Kenshi SAKAI. Human photoplethysmogram: new insight into chaotic characteristics. *Chaos, Solitons & Fractals: An interdisciplinary journal of nonlinear science* [online]. Elsevier, 2000, 19 May 2015, **2015**(77), 53 - 63 [cit. 2020-03-28]. ISSN 0960 0779. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960077915001344>
- [24] Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool. *OKAWA Electric Design* [online]. Japanese: OKAWA Electric Design, ©2004-2020 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm>
- [25] Sallen-Key High-pass Filter Design Tool. *OKAWA Electric Design* [online]. Japanese: OKAWA Electric Design, ©2004-2020 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiHikeisan.htm>
- [26] LM386 datasheet. In: *Texas Instruments* [online]. Texas: Texas Instruments Incorporated, ©1995-2020, May 2017 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm386.pdf>
- [27] KEYES KY-019 datasheet. In: *Tinkbox* [online]. Philippines: Tinkbox, ©2015 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <http://tinkbox.ph/sites/tinkbox.ph/files/downloads/KEYES%20V%20Relay%20Module%20KY-019.pdf>
- [28] TTP223B datasheet. In: *LCSC Electronics: More Asian Brands, Lower Prices* [online]. Shenzhen: Shenzhen LCSC Electronics Technology Co., ©2018, 30 November 2009 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: https://datasheet.lcsc.com/szlcsc/TTP223-BA6_C80757.pdf
- [29] Arduino Touch Sensor LED | Relay | Switch. In: *YouTube* [online]. USA: Google, ©2020, 30 March 2019 [cit. 2020-03-29]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=zP_xqL0cNII
- [30] Arduino Nano. *Components101* [online]. Components101, 2020, 12 March 2018 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: <https://components101.com/microcontrollers/arduino-nano>

- [31] BERNÁTH, Štěpán. *Sběr dat v LabVIEW s využitím platformy Arduino* [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/129408>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Jiří Kulhánec Ph.D.
- [32] Arduino Nano (V3.0) datasheet: User Manual. In: *Mouser Electronics* [online]. Texas: Mouser Electronics, ©2020 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: https://www.mouser.com/pdfdocs/Gravitech_Arduino_Nano3_0.pdf
- [33] JEŽKOVÁ, Kamila. ARDUINO ZÁKLADY – 5. READ ANALOG VOLTAGE. In: *Arduino.cz* [online]. Šenov: HWKITCHEN.CZ, ©2014-2020, 17. 9. 2014 [cit. 2020-03-29]. Dostupné z: <https://arduino.cz/arduino-zaklady-5-read-analog-voltage/>
- [34] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. Ilustroval Viktorie VLACHOVÁ. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. (8 s.). ISBN 978-80-7300-245-9.
- [35] DEYSON. Arduino and LabVIEW. *Instructables circuits* [online]. USA: Autodesk, ©2020 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <https://www.instructables.com/id/Arduino-and-LabVIEW/>
- [36] AVIDC, Armin. Saving Acquired Data in LabVIEW. In: *YouTube* [online]. USA: Google, ©2020, 13. 4. 2014 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=mwZA68rIgzc>

Seznam příloh

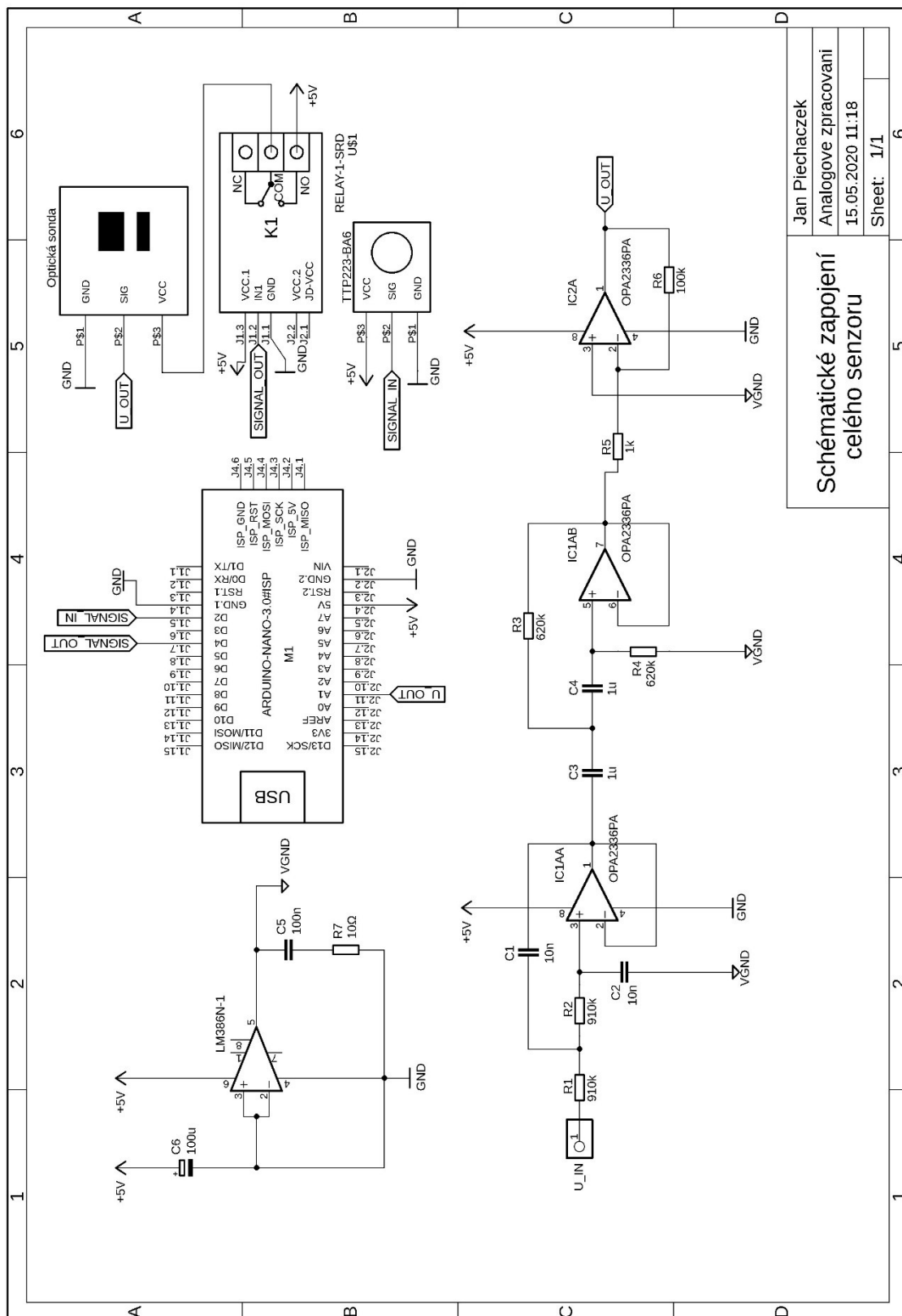
1. Tištěné přílohy

Příloha 1	Schéma zapojení.....	I
Příloha 2	PCB optické sondy	II
Příloha 3	PCB analogového zpracování	III
Příloha 4	Seznam použitých součástek	IV

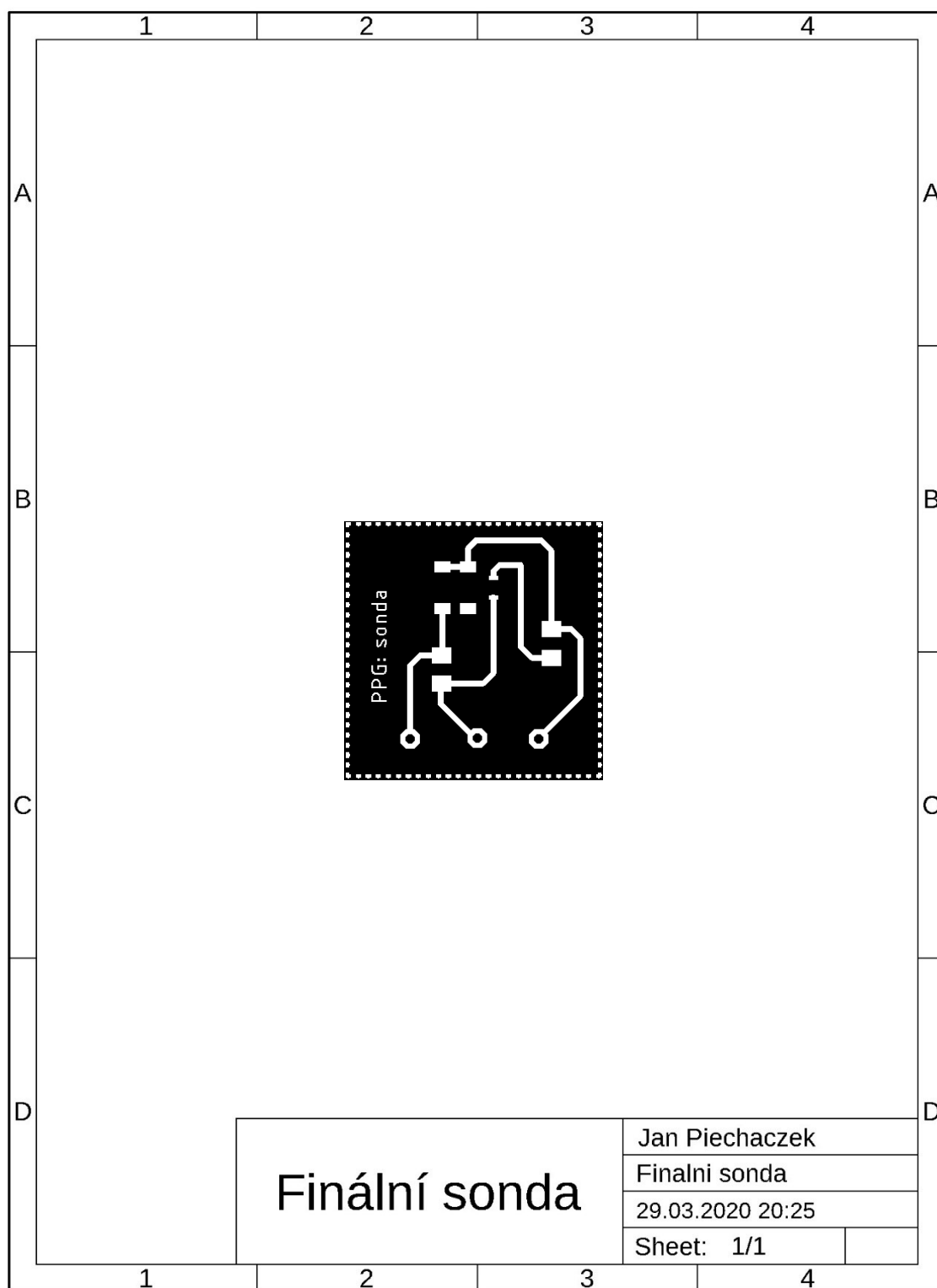
2. Přílohy nahrané

Příloha 5	Kód v Arduinu pro vzorkování a spínání sondy
Příloha 6	Vizuální nástroj v LabVIEW
Příloha 7	Soubor s uloženými daty z měření

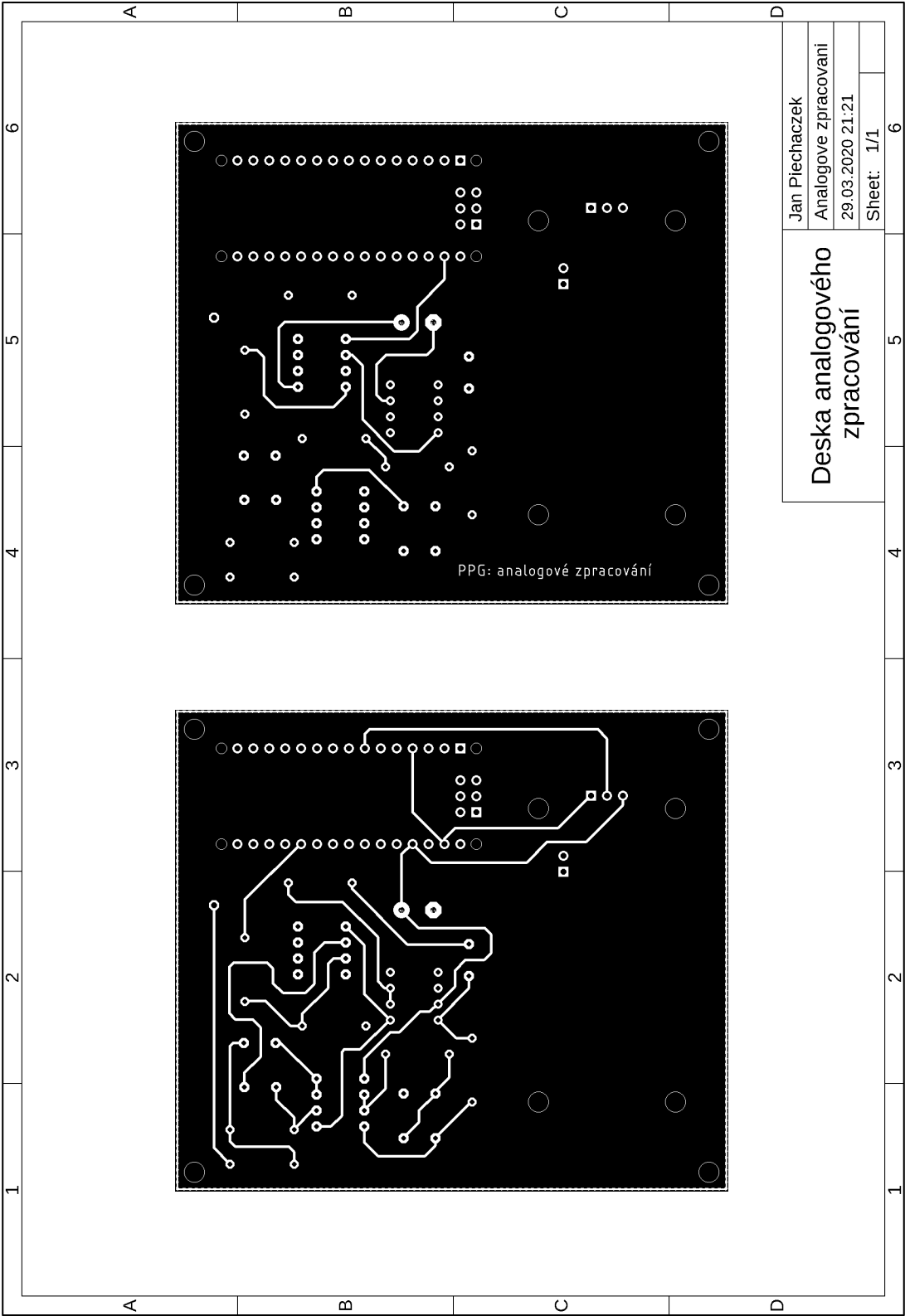
Příloha 1 Schéma zapojení celého senzoru



Příloha 2 PCB optické sondy



Příloha 3 PCB analogového zpracování



Příloha 4 Seznam použitých součástek

Tabulka 7: Seznam součástek pro optickou sondu

Součástka	Hodnota
R ₈ SMD 1206	100 kΩ
R ₉ SMD 1206	68 Ω
fotodioda SMD	VEMD5510CF
zelená LED SMD	KA-2214ZGS-G

Tabulka 8: Seznam součástek pro analogové zpracování

Součástka	Hodnota
R ₁ , R ₂	910 kΩ
R ₃ , R ₄	620 kΩ
R ₅	1 kΩ
R ₆	100 kΩ
R ₇	10 Ω
C ₁ , C ₂ keramické	10 nF
C ₃ , C ₄ keramické	1 μF
C ₅ elektrolytický	100 μF
C ₆ keramický	1 μF
operační zesilovač	LM386N-1
operační zesilovač	OPA2336PA
Arduino	Nano V3.0
relé	KY-019
dotykový senzor	TTP223-BA6